

VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ  
BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY



FAKULTA STROJNÍHO INŽENÝRSTVÍ  
ÚSTAV MECHANIKY TĚLES, MECHATRONIKY A  
BIOMECHANIKY

FACULTY OF MECHANICAL ENGINEERING  
INSTITUTE OF SOLID MECHANICS, MECHATRONICS AND  
BIOMECHANICS

## VÝVOJ MATERIÁLŮ ZUBNÍCH IMPLANTÁTŮ

MATERIAL DEVELOPMENT OF DENTAL IMPLANTS

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE  
BACHELOR'S THESIS

AUTOR PRÁCE  
AUTHOR

RADEK LEGERSKÝ

VEDOUCÍ PRÁCE  
SUPERVISOR

ING. ZDENĚK FLORIAN, CSC.

Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství

Ústav mechaniky těles, mechatroniky a biomechaniky

Akademický rok: 2008/2009

## **ZADÁNÍ BAKALÁŘSKÉ PRÁCE**

student(ka): Radek Legerský

který/která studuje v **bakalářském studijním programu**

obor: **Strojní inženýrství (2301R016)**

Ředitel ústavu Vám v souladu se zákonem č.111/1998 o vysokých školách a se Studijním a zkušebním řádem VUT v Brně určuje následující téma bakalářské práce:

### **Vývoj materiálů zubních implantátů**

v anglickém jazyce:

### **Material development of dental implants**

Stručná charakteristika problematiky úkolu:

Jedním z progresivně se rozvíjejících oborů je stomatologická implantologie. Úspěšná aplikace implantátu závisí na řadě faktorů, mezi které patří také mechanická interakce mezi kostní tkání a implantátem. Charakter mechanické interakce značně závislý na materiálu implantátu.

Cíle bakalářské práce:

1. Provedení rešerše dostupné literatury v oblasti řešeného problému
2. Vytvoření přehledu materiálů používaných v současné době v oblasti dentální implantologie.
3. Stručný popis a hodnocení interakce používaných materiálů s kostní tkání.

Seznam odborné literatury:

- [1] Šimůnek A. a kol.: Dentální implantáty, Nucleus HK, 2001
- [2] Ihde, S.: Principles of BOI, Springer-Verlag Berlin Heidelberg 2005, ISBN 3-540-21665-0
- [3] Hellwing, E., Klimek, J., Attin, T.: Záchovná stomatologie a parodontologie, Grada Publishing a.s., Avicem, Praha, 2003, ISBN 80-247-0311-4

Vedoucí bakalářské práce: Ing. Zdeněk Florian, CSc.

Termín odevzdání bakalářské práce je stanoven časovým plánem akademického roku 2008/2009.

V Brně, dne 10.11.2008

L.S.

---

prof. Ing. Jindřich Petruška, CSc.

Ředitel ústavu

---

doc. RNDr. Miroslav Doupovec, CSc.

Děkan fakulty





## Abstrakt

Tato práce se zabývá historickým, ale především současným vývojem materiálů užívaných k výrobě zubních implantátů. Poskytuje informace o chemickém složení, mechanických vlastnostech a vhodnosti použití těchto materiálů v dentální implantologii, a stručně popisuje a hodnotí jejich interakci s kostní tkání. Dále nabízí ucelený přehled hodnot mechanických vlastností jednotlivých implantačních materiálů. Závěrem je popis vlastností  $\beta$  titanových slitin, které dosahují kvalitních mechanických, chemických i biokompatibilních vlastností. Tato studie by měla najít své uplatnění zejména u odborné veřejnosti, ale i v řadách studentů, zabývajících se problémy dentální implantologie.

## Abstract

This thesis deals with a historical, but also current development in materials used in the manufacture of dental implants. Provides an information of chemical structure, mechanical properties and appropriateness of using of these materials in dental implantology, and briefly describes and assesses their interaction with bone tissue. Also offers a comprehensive overview of the mechanical properties of different implant materials. The conclusion is the description of properties of  $\beta$  titanium alloys, which achieve high-quality mechanical, chemical and biocompatible properties. This study should find its application especially in the professional public but also among students, dealing with problems of dental implantology.

## Klíčová slova

- zubní implantát
- oseointegrace
- biokompatibilita
- titan
- $\alpha$  titanová slitina
- $\beta$  titanová slitina

## Keywords

- dental implant
- osseointegration
- biocompatibility
- titanium
- $\alpha$  titanium alloy
- $\beta$  titanium alloy



### **Bibliografická citace:**

LEGERSKÝ, R. *Vývoj materiálů zubních implantátů*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, 2009. 55 s.

Vedoucí bakalářské práce Ing. Zdeněk Florian, CSc.



## **Čestné prohlášení**

Tímto prohlašuji, že bakalářskou práci na téma „Vývoj materiálů zubních implantátů“ jsem vypracoval samostatně s použitím odborné literatury a pramenů, uvedených na seznamu, jenž tvoří přílohu této práce.

V Brně, dne 23. 5. 2009

.....

Radek Legerský



## **Poděkování**

Děkuji panu Ing. Zdeňku Floriánovi, CSc., vedoucímu bakalářské práce, za konzultace, připomínky a odborné rady, a rovněž pánům Ing. Liboru Borákovi a Ing. Petru Marciánovi za všestrannou podporu a věnovaný čas.

## **Obsah**

<b>1.</b>	<b>Úvod .....</b>	<b>14</b>
<b>2.</b>	<b>Popis problémové situace.....</b>	<b>14</b>
<b>3.</b>	<b>Formulace problému.....</b>	<b>15</b>
<b>4.</b>	<b>Rešerše literatury.....</b>	<b>16</b>
4.1.	Klasifikace materiálů .....	16
4.2.	Materiálové vlastnosti .....	16
4.3.	Způsoby a postupy výroby .....	17
<b>5.</b>	<b>Historie dentálních implantátů.....</b>	<b>18</b>
<b>6.</b>	<b>Rozdělení materiálů dle biokompatibility.....</b>	<b>19</b>
6.1.	Materiály biotolerantní.....	19
6.2.	Materiály bioaktivní .....	19
6.3.	Materiály bioinertní .....	20
<b>7.</b>	<b>Titan .....</b>	<b>21</b>
7.1.	Technický čistý titan (CP-Ti) .....	21
7.1.1.	CP-Titan 1. stupně .....	22
7.1.2.	CP-Titan 2. stupně .....	22
7.1.3.	CP-Titan 3. stupně .....	24
7.1.4.	CP-Titan 4. stupně .....	24
7.1.5.	CP-Titan 7. stupně .....	24
7.2.	Nanostrukturní titan .....	25
<b>8.</b>	<b>Titanové slitiny .....</b>	<b>26</b>
8.1.	Vývoj titanových slitin.....	26
8.2.	Klasifikace titanových slitin .....	27
8.3.	$\alpha$ titanové slitiny .....	29
8.4.	$\alpha/\beta$ titanové slitiny .....	30
8.5.	$\beta$ titanové slitiny .....	30
8.6.	Způsoby zpracování titanových slitin .....	32



8.6.1.	<i>Odlévání titanových slitin.....</i>	32
8.6.2.	<i>Svařování titanových slitin.....</i>	32
8.6.3.	<i>Kování titanových slitin.....</i>	32
8.6.4.	<i>Prášková metalurgie a titanové slitiny .....</i>	33
8.7.	<i>Obrábění titanových slitin.....</i>	33
8.8.	<i>Povrchové úpravy titanových slitin .....</i>	34
8.8.1.	<i>Mechanické úpravy povrchu.....</i>	35
8.8.2.	<i>Difúzní úpravy povrchu.....</i>	36
8.8.3.	<i>Chemické úpravy povrchu.....</i>	36
8.9.	<i>Nanostrukturní titanové slitiny .....</i>	38
8.10.	<i>Metody velké plastické deformace .....</i>	39
8.11.	<i>Metoda konvenční plastické deformace .....</i>	39
8.12.	<i>Metoda rychlého tuhnutí .....</i>	39
<b>9.</b>	<b>Zkoušky biokompatibility .....</b>	<b>39</b>
9.1.	<i>Zkoušky cytokompatibility .....</i>	40
9.2.	<i>Zkoušky genotoxicity.....</i>	40
<b>10.</b>	<b>Přehled použitých materiálů .....</b>	<b>42</b>
<b>11.</b>	<b>Interakce šroubového implantátu s kostní tkání .....</b>	<b>43</b>
11.1.	<i>Model šroubového implantátu .....</i>	44
11.2.	<i>Deformačně napěťová analýza .....</i>	44
11.3.	<i>Vyhodnocení .....</i>	52
<b>12.</b>	<b>Závěr .....</b>	<b>53</b>
<b>13.</b>	<b>Seznam použitých zdrojů .....</b>	<b>54</b>

## 1. Úvod

Zuby jsou podstatnou součástí lidského těla. Jsou nástrojem mechanického zpracování potravy, ale významně se podílejí na řeči a v neposlední řadě i na vzhledu jedince. V celém lidském životě je s nimi spojeno mnoho komplikací, počínaje růstem zubů v dětství, přes přechod na stálý chrup, kazivost zubů a jiná onemocnění, konče jejich částečnou či úplnou ztrátou. Kazivost je nejčastější lidskou nemocí, která je výrazně podceňována až do okamžiku, než se u daného jedince začne projevovat bolestí. Může přitom vést až ke ztrátě zubu. Další příčinou ztráty zubů bývají především úrazy. Následky obou těchto událostí jsou mnohdy fatální, a tak je nutné, z důvodu zachování již zmíněných funkcí, tuto ztrátu nahradit. V případě ztráty jednoho nebo několika zubů je možné provést náhradu tzv. *můstkem*. Ten je tvořen korunkami a mezičlenem, přičemž korunky jsou fixovány k trvalým zubům po obou stranách můstku. Výhodou tohoto řešení je poměrně rychlá náhrada a nízká pořizovací cena. Nevýhodou je způsob fixování, neboť zuby, ke kterým jsou uchyceny korunky, jsou velmi namáhány a rovněž může dojít ke změnám mezizubních mezer v důsledku chybějícího těla zubu. Další možností je použití *zubních implantátů*. Jde o nahrazení zubu zavedením implantátu přímo do čelistní kosti. Na něj se poté uchytlí korunka. Výhodou je, že zde nedochází k namáhání okolních zubů, ani ke změnám zubních mezer. Implantát má vysokou životnost. Nevýhodou je pořizovací cena, která bývá z důvodu náročnosti výroby a kvality materiálu vysoká, a také časová náročnost celého implantačního procesu.

## 2. Popis problémové situace

Dentální implantologie se z prvotního nahrazování nedokonalého chrupu tvarově vhodným předmětem vyvíjela dlouhou dobu do nynější podoby odborné vědní a lékařské disciplíny. Právě v této době získává na významnosti, neboť nejen zdravotní, ale i estetické problémy mohou dnes být určitou společenskou překážkou.



**Obr. 1:** Totální náhrada chrupu pomocí diskových a šroubových implantátů [1]

Výsledkem a úspěchem implantologického zákroku je, jako u každého lékařského zákroku, fyzicky či psychicky spokojený pacient. Avšak aby bylo možné tohoto dosáhnout je zapotřebí nejen povedená aplikace, ale i úspěšné vhojení, v ideálním případě s minimálními komplikacemi. Zde se nachází podstata problému. Právě chemické složení, mechanické vlastnosti či struktura povrchu materiálu může být činitelem nezdárného průběhu vhojování implantátu do kostní tkáně. Je třeba

volit materiály s dostatečnými pevnostními vlastnostmi, a zároveň takové materiály, které splňují určitá kritéria, zaručující úspěšné vhojení implantátu. Mnohé v minulosti užívané materiály byly z hlediska interakce s biologickou tkání více než nevhodné. Postupným vývojem znalostí jejich vlastností byly některé vyřazeny, ať už z důvodů nepříznivých mechanických vlastností nebo hrozby výskytu alergie či toxicity.

Vhodnost materiálů k výrobě dentálních implantátů je ovlivněna mnoha faktory. K nejpodstatnějším z nich patří mechanické a chemické vlastnosti jednotlivých materiálů, jejich kompatibilita s živou tkání, případně způsoby výroby a její dopady na kvalitu výrobku. Vzhledem k současnému vývoji materiálů a množství v minulosti použitých materiálů k výrobě implantátů je shromažďování jejich vlastností náročným úkolem.

### **3. Formulace problému**

Z časových důvodů není možné provést příslušné zkoušky k získání materiálových vlastností, a tedy jedinou vhodnou alternativou je rešeršní studie tohoto tématu. Cílem řešení tohoto problému bude:

- **rešerše dostupné literatury**

Implantační materiály je možné třídit dle určitých kritérií. Jednotlivé třídy je pak možné charakterizovat úrovní určitých vlastností, které se poté využijí k vzájemnému porovnání těchto tříd. Výsledkem tohoto srovnání bude:

- **vytvoření přehledu materiálů používaných v současné době v oblasti dentální implantologie**

Mechanická interakce mezi implantátem a kostní tkání se často provádí na základě deformačně napěťové analýzy. Vzhledem k materiálovým vlastnostem implantátu a kostní tkáně, geometrii implantátu, jeho uložení a zatížení jde o úlohu velmi složitou. Řešení tohoto problému lze formulovat následovně:

- **popis a hodnocení interakce používaných materiálů s kostní tkání**

Dosažením stanovených cílů bude získán ucelený přehled vlastností materiálů dentálních implantátů a výsledek mechanické interakce mezi implantátem a kostní tkání.

## **4. Rešerše literatury**

Výchozí literární zdroje lze rozdělit do několika kategorií dle tématu jejich využití. Zvláště bude popsána literatura zabývající se klasifikací materiálů, materiálovými vlastnostmi a způsoby a postupy výroby.

### **4.1. Klasifikace materiálů**

Rozdělení materiálů do určitých skupin je důležité pro typizaci jejich vlastností, ať už se jedná o třízení dle biokompatibility či chemického složení. Nejpodstatnějšími zdroji jsou:

- ŠIMŮNEK, Antonín, a kol. *Dentální implantologie*, Nucleus HK, 2001. 186 s. ISBN 80-86225-15-1.

Tato kniha se zabývá dentální implantologií v širším pojetí. Je zde popsána historie této vědní disciplíny a také klasifikace materiálů z hlediska biokompatibilního, která je nezbytná pro určení budoucího vývoje.

- BONOLLO, F, NATALI, A. N., PAVAN, P. G. *Dental Biomechanics*. 1st edition. Arturo N. Natali. Taylor & Francis Group, 2003. ISBN 0-415-30666-3. Dental devices in titanium-based materials via casting route, p. 90-110.

Tento článek se zabývá rozdělením titanových slitin dle chemického složení a zároveň poskytuje i mnoho informací o mechanických vlastnostech těchto slitin.

### **4.2. Materiálové vlastnosti**

Materiálové vlastnosti jsou velmi obsáhlým pojmem. Zahrnují vlastnosti chemické, mechanické, biokompatibilní, ale i určitý stupeň chování materiálu při specifických podmínkách.

- NIINOMI, Mitsuo. Recent Metallic Materials for Biomedical Applications. *Metallurgical and Materials Transactions A*. March, 2002, vol. 33, no. 3, p. 477-486.

Předmětem článku je vývoj titanových slitin, jejich klasifikace a materiálové vlastnosti. Je zde rozebrána i míra potenciální alergennosti vůči prvkům, které bývají v titanových slitinách obsaženy.

- KAJINIC, Alojz. *Alloying Elements in Titanium* [online]. [2008].[cit. 2009-05-05]. Dostupný z WWW: <http://ezinearticles.com/?Alloying-Elements-in-Titanium&id=1725837>

Článek se zabývá chemickým složením  $\alpha$ ,  $\alpha/\beta$  a  $\beta$  titanových slitin se zaměřením na konkrétní prvky stabilizující jednotlivé fáze materiálu.

- <http://www.matweb.com/>

Jedná se o internetové stránky, které obsahují mechanické i chemické vlastnosti velkého množství materiálů.

#### **4.3. Způsoby a postupy výroby**

Jednotlivé výrobní procesy mají podstatný vliv na vlastnosti materiálu co se týče chemického složení (nečistot), hodnoty mechanických vlastností, kvality povrchu a i dalších.

- FERNÁNDEZ, E., et al. *Dental Biomechanics*. 1st edition. Arturo N. Natali. Taylor & Francis Group, 2003. ISBN 0-415-30666-3. Materials in dental implantology, p. 69-89.

Článek popisuje jednotlivé postupy výroby titanových slitin a jejich následné zpracování s ohledem na kvalitu chemického složení materiálu a pevnosti povrchu implantátu. Dále obsahuje metody povlakování povrchu implantátu bioaktivními materiály.

- HAO, Yulin, LI, Shujun, YANG, Rui. *Bionanotechnology : Global prospects*. David E. Reisner. Taylor & Francis Group, 2009. ISBN 978-0-8493-7528-6. Nanostructured Titanium Alloys for Implant Applications, p. 61-70.

Tento článek poskytuje informace o způsobech výroby nanostrukturních titanových slitin deformačními metodami a prezentuje dosažené výsledky velikostí materiálových zrn dosažených jednotlivými způsoby zpracování.

## **5. Historie dentálních implantátů**

Prvotní archeologické výskyty užití vzdálených předchůdců dentálních implantátů byly časově zařazeny do období starého Egypta. Začátek novodobého vývoje se však datuje od počátku 19. století. Za průkopníka moderního vývoje je považován Ital Magiollo. Tyto první implantáty byly vyrobeny ze zlata, slonoviny, porcelánu či kaučuku. Nicméně ani zde se ještě nejednalo o výrazný vývojový pokrok v této oblasti. Ten následoval až roku 1938, kdy doktor Alvin Strock navrhnul šroubový implantát vyrobený z kobalto-chromové slitiny zvané vitallium. Tento materiál však neposkytoval dostatečnou biokompatibilitu. Zhruba deset let poté začal Manlio Formigini používat tantal jako implantační materiál a posunul tím vývoj dentálních implantátů výrazně dopředu.

Jednou z největších osobností dentální implantologie se stal švédský vědec Per-Ingvar Brånemark, který testoval šroubové implantáty vyrobené z technicky čistého titanu. Během dvanácti let nashromáždil soubor více než dvou set pacientů a roku 1977 informoval odbornou veřejnost o svých vynikajících výsledcích.

Brånemarkovy implantáty (obr. 2) se i po mnoha letech řadí k nejkvalitnějším a také nejdražším. Dlouholeté studie potvrzují jejich kvalitu a tak jsou zatím zcela bezkonkurenční. [2]



**Obr. 2:** Vybrané typy dentálních implantátů [1], [22], [24]

## **6. Rozdělení materiálů dle biokompatibility**

Z přehledu historického vývoje lze učinit závěr, že na výrobu dentálních implantátů bylo použito velmi široké spektrum materiálů. Jejich vhodnost pro toto využití je závislá na mnoha faktorech.

Všechny „dnešní“ užívané materiály musí splňovat určité následující požadavky, které byly vyvozeny na základě empirických zkušeností:

- musí být neškodné pro tkáň a celý organismus (netoxické, nekarcinogenní, neradioaktivní a nealergenní)
- mají být biologicky snášitelné a stabilní (nenarušovat metabolismus, nepůsobovat resorpci kostního lůžka, nepodléhat biodegradaci a minimalizovat spojení mezi dutinou ústní a subgingivální tkání)
- musí být po stránce mechanicko-fyzikální dostatečně pevné, elektrochemicky stálé a vzhledem k lůžku izoelastické, aby nevyvolávaly nadměrný tlak a napětí v čelisti.
- musí být RTG-kontrastní a vyhovující z hlediska hygienického a estetického

U v minulosti užívaných materiálů nebyly vždy tyto podmínky splněny a to bylo mnohdy příčinou jejich nepoužitelnosti. [2]

Při klasifikaci z hlediska přizpůsobivosti s živou tkání - *biokompatibility* - lze rozřadit materiály dentálních implantátů do následujících skupin:

### **6.1. Materiály biotolerantní**

Tyto materiály jsou tzv. tkání tolerovány. Dochází u nich k distanční oseogenezi neboli *fibrointegraci*. Ta se projevuje vznikem vazivové vrstvy mezi kostí a implantátem a může mít za následek i explantaci. Dalším problémem těchto materiálů je koroze. Ionty kovů uvolněné elektrolytickou korozí difundují do tkáňové tekutiny a mezi buňky. Nerozpustné látky zůstávají a může se projevit jejich toxicita. Tento jev se nazývá metalóza. Vzhledem k těmto poznatkům se začaly používat čisté kovy jako např. zlato. Vyznačují se dobrými antikorozními a biokompatibilními vlastnostmi, ale nedostatečnými mechanickými vlastnostmi a také vysokou cenou. Jedná se zejména o ušlechtilé kovy a slitiny obecných kovů. [2], [3]

### **6.2. Materiály bioaktivní**

Od sedmdesátých let byly vyvíjeny za účelem zvýšení biokompatibility. V kosti uvolňují především kalciové a fosfátové ionty a dávají předpoklady k oseokondukčním procesům. Dochází tak k fyzikálně-chemickému spojení mezi



kostí a implantátem - *biointegraci*. Tyto materiály nejsou příliš stabilní a využívají se spíše k povlakování implantátů. Řadí se zde hydroxyapatit, který je ve velké míře užíván ke zmíněnému povlakování, ale i další materiály jako trikalciumfosfátová a tetrakalciumfosfátová keramika a sklokeramika. [2]

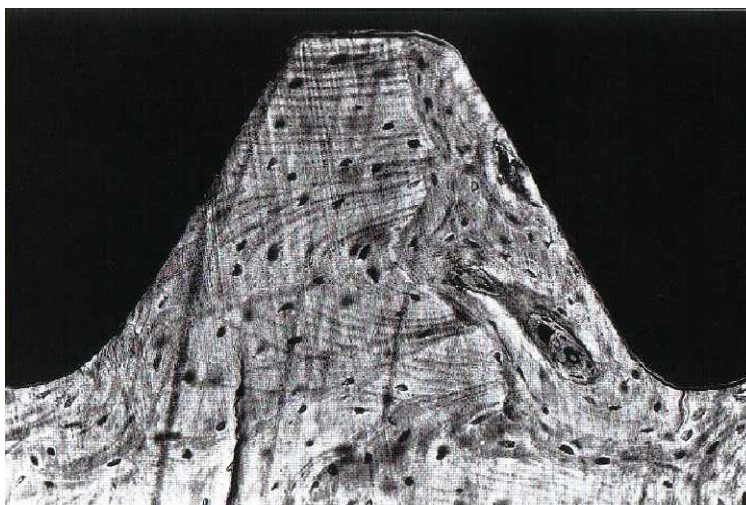
### **6.3. Materiály bioinertní**

Na rozdíl od biotolerantních se bioinertní materiály vhojí bez vzniku vazivové vrstvy. Tento způsob je popsán jako kontaktní oseogeneze neboli *oseointegrace*. Dnes je nejužívanějším prvkem z této skupiny titan a jeho slitiny. Ten bude podrobněji probrán dále, a proto zde budou nastíněny vlastnosti ostatních bioinertních materiálů.

Neméně významným je i tantal, který se výrazně podílel na vývoji. Z důvodu nedostatečné tvrdosti od něj bylo upuštěno. Aluminiumoxidová keramika vykazuje lepší biologickou snášenlivost a větší pevnost. Vyvinula se v mnoho forem, monokrystalická či polykrystalická. Při hladké povrchové úpravě je inertní vůči gingivě a nedochází k tvorbě zubního kamene. Nevýhodou je nadměrná tvrdost, křehkost a složitá opracovatelnost. Dlouhodobé výsledky nejsou příliš povzbudivé. Zirkoniumoxidová keramika obsahuje ve větší míře příměsí nečistot oproti aluminiumoxidové keramice a její biokompatibilita tedy není plnohodnotná. Uhlíkové materiály se využívají ve větší míře k povlakování, než k výrobě implantátů. [2]

Materiály vysoce kompatibilní s živou tkání nevykazují bohužel uspokojivé hodnoty mechanických vlastností pro výrobu implantátů, a naopak, materiály kvalitních mechanických vlastností neposkytují dostatečnou biokompatibilitu. Vhodným řešením jsou tedy materiály bioinertní.

Obrázek 3 zobrazuje oseointegraci, která představuje velmi kvalitní kontakt z hlediska stability implantátu. Je patrné, že mezi implantátem a kostí nedochází ke vzniku vazivové tkáně.



**Obr. 3:** Oseointegrace dentálního implantátu [4]



## 7. Titan

Byl objeven roku 1791 anglickým chemikem Williamem Gregorem v minerálu ilmenitu. Jedná se o šedý až stříbřitě zabarvený lehký kov, hojně zastoupený v zemské kůře. Je poměrně tvrdý a mimořádně odolný vůči korozi. Má schopnost pasivace - vzniku ochranné vrstvy oxidů na povrchu materiálu. Dobrý vodič tepla i elektřiny. Vyznačuje se mimořádnou chemickou stálostí a odolností a nízkou hustotou. Není toxický, karcinogenní ani alergenní. Tyto vlastnosti z něj činí vhodný prvek pro interakci s biologickou tkání.

Mezi nejvýznamnější rudy patří ilmenit ( $\text{FeTiO}_3$  - oxid železnato-titaničitý) a rutil ( $\text{TiO}_2$  - oxid titaničitý). Jeho výroba byla v minulosti velmi obtížná z důvodu reakce s kyslíkem, vodíkem, uhlíkem a dusíkem za zvýšených teplot, která znemožňovala izolaci prvku běžnými hutními metodami. Dnes se používá k výrobě tzv. *Krollův proces*. Při tom se nejprve pyrolýzou zmíněných rud s uhlíkem a chlorem získá chlorid titaničitý. Následně se po přečištění jeho páry redukuje hořčíkem v inertní argonové atmosféře při teplotě cca 800°C.



Obr. 4: Kovový elementární titan [5]

Takto vzniklý titan má charakter tuhé pórovité látky, která se po odstranění chloridu hořečnatého a nezreagovaného hořčíku dále čistí. [2], [5]

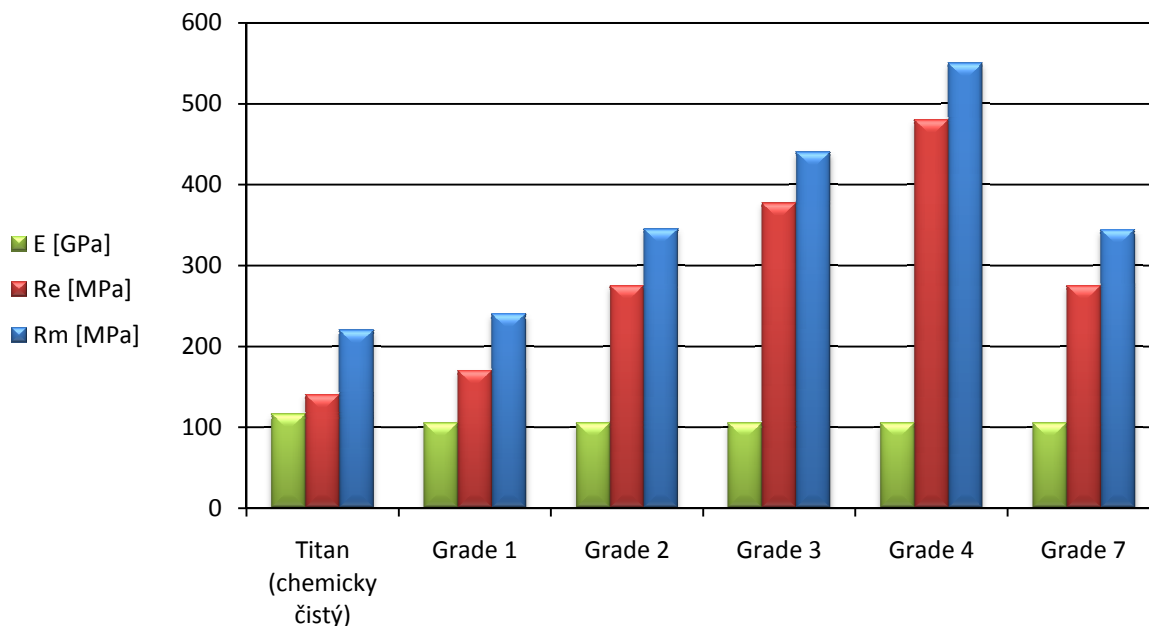
Chemicky čistý titan je velmi drahý a vhodný spíše pro laboratorní účely. Pro dentální použití je vhodnějším řešením *technicky (komerčně) čistý* neboli CP-Ti (commercially pure titan), který obsahuje více než 99% Ti. [2]

### 7.1. Technicky čistý titan (CP-Ti)

V porovnání s chemicky čistým titanem obsahuje CP-Ti další prvky, které pozměňují jeho mechanické vlastnosti. Právě dle jednotlivých dovolených poměrů těchto nečistot byla zavedena norma dle ASTM (American Standards for Testing and Material), kde jsou technicky čisté titany klasifikovány do několika stupňů (grades). Tyto materiály se vzájemně liší mechanickými vlastnostmi, které narůstají se zvyšujícím se stupněm označení. Přehled těchto vlastností a také přehled chem. složení porovnává jednotlivé stupně CP-Ti s chemicky čistým titanem. [6]

Obr. 5: Chemické složení CP-Ti materiálů [23]

	Ti [%]	C [%]	H [%]	Fe [%]	N [%]	O [%]
Grade 1	99,5	≤ 0,10	≤ 0,015	≤ 0,20	≤ 0,03	≤ 0,18
Grade 2	99,2	≤ 0,10	≤ 0,015	≤ 0,30	≤ 0,03	≤ 0,25
Grade 3	99,1	≤ 0,10	≤ 0,015	≤ 0,30	≤ 0,05	≤ 0,35
Grade 4	99,0	≤ 0,10	≤ 0,015	≤ 0,50	≤ 0,05	≤ 0,40
Grade 7	99,0	≤ 0,10	≤ 0,015	≤ 0,30	≤ 0,03	≤ 0,25



**Obr. 6:** Porovnání materiálových charakteristik titanu a CP-Ti slitin

**Pozn.:** Hodnoty Youngova modulu pružnosti E byly naměřeny při teplotě 20°C; hodnoty meze kluzu  $R_e$  jsou uvedeny minimální naměřené.

Z předchozích údajů lze vyčíst, že s přibývajícím množstvím intersticiálních prvků narůstají pevnostní charakteristiky. Vzhledem k vysoké ceně chemicky čistého titanu, jsou CP-Ti dostupnějšími a z mechanického hlediska i vhodnějšími materiály pro dentální aplikace.

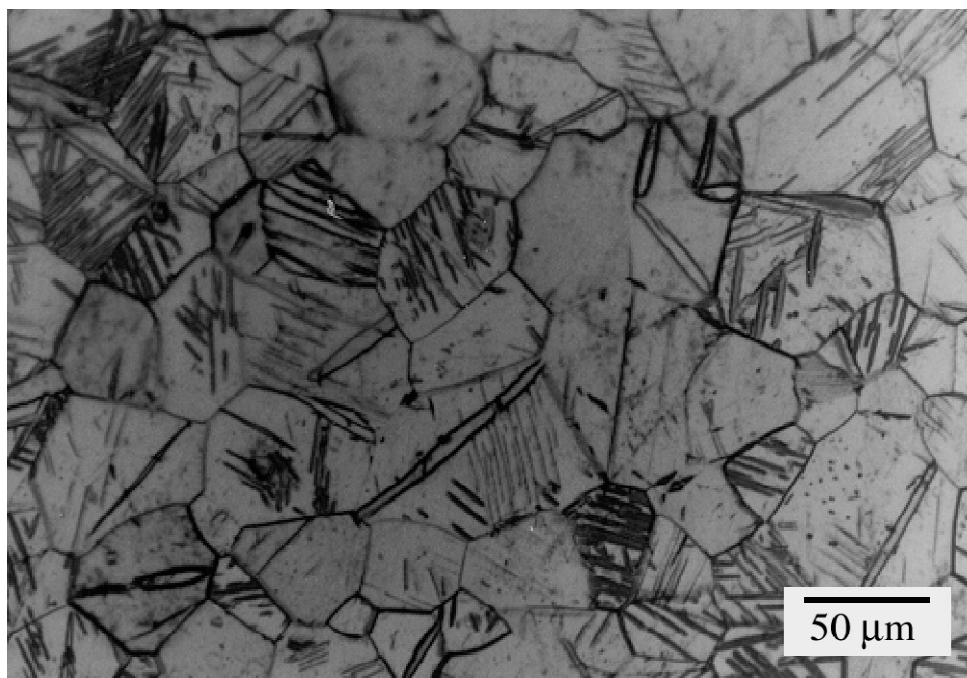
#### 7.1.1. CP-Titan 1. stupně (ASTM Grade 1)

Tato slitina má ve srovnání s dalšími uvedenými CP-Ti slitinami chemicky nejčistší složení. V důsledku nízkého obsahu intersticiálních prvků má nejnižší mechanickou pevnost, ale také nejvyšší tvárnost. Vykazuje houževnaté chování i při poměrně nízkých teplotách. Jako většina těchto slitin se projevuje výbornou korozní odolností a dobře snáší i vysoce oxidační prostředí. Je nejlépe opracovatelná; vhodná ke svařování, obrábění, lisování, tváření za studena i za tepla. Hlavní použití nachází v prostředí, kde je vyžadována odolnost vůči korozi za požadavků sníženého obsahu železa a dalších nečistot. [6]

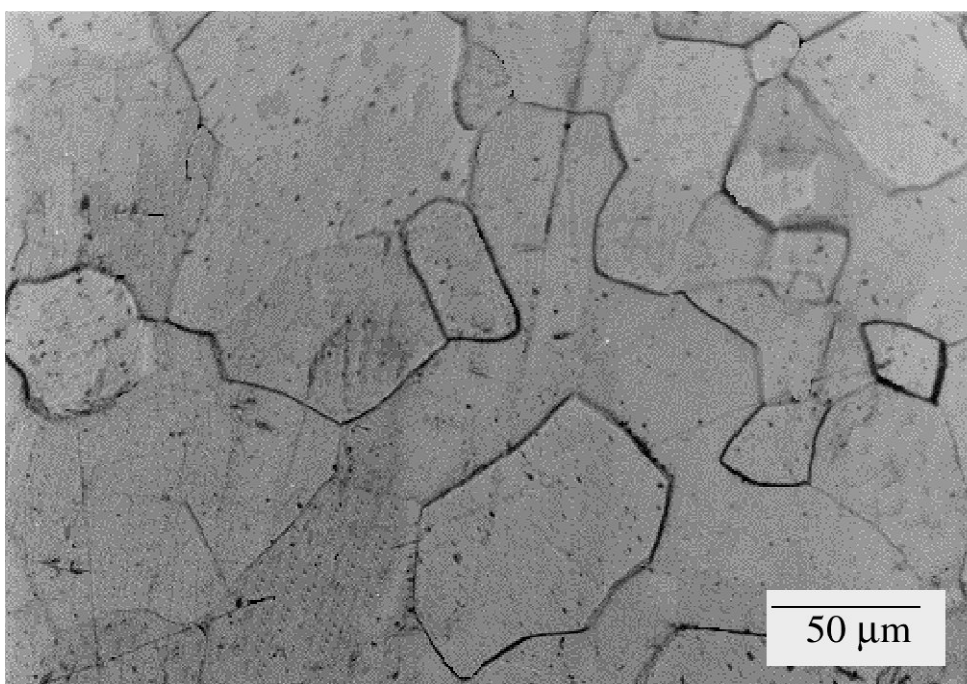
#### 7.1.2. CP-Titan 2. stupně (ASTM Grade 2)

CP-Titanová slitina 2. st. má obdobné obecné vlastnosti jako CP-Ti 1. stupně. Podstatný rozdíl je však v mechanických vlastnostech. Snížením obsahu titanu o 0,3% a zvýšením podílu železa a kyslíku o 0,1% a 0,07%, dochází k výraznému nárůstu meze kluzu (ze 170 MPa na 275 MPa) a meze pevnosti (z 240 MPa na

345 MPa). Na druhou stranu zvýšení intersticiálních prvků má za následek pokles tažnosti materiálu (z 24% na 20%). Je rovněž snadno opracovatelná a dostupná téměř ve všech výrobních formách. Výrazné je její využití při lisování, kde zastupuje až 5% celkové výroby titanových lisovaných výrobků. Ve všech výrobních formách má však výhodnější žíhanou  $\alpha$ -strukturu. Její výsledná materiálová kvalita je závislá na kvalitě tažení, času a teplotě při žíhání, tvaru zrn a úrovni dvojčatění. [6], [23]



**Obr. 7:** Mikrostruktura CP-Ti 2. stupně tažená za studena [6]



**Obr. 8:** Mikrostruktura CP-Ti 2. stupně tažená za studena a vyžíhaná [6]

### 7.1.3. CP-Titan 3. stupně (ASTM Grade 3)

Tento materiál má výbornou korozivzdornost v prostředích vysoce oxidačních až středně redukčních, včetně chloridů. Jako v předchozím případě zde přidáním intersticiálních prvků dochází k nárůstu pevnostních vlastností a poklesu tažnosti. Obsah železa zůstává nezměněn (0,3%) oproti CP-Ti 2. st., ale zvýší se obsah dusíku (na 0,05%) a také obsah kyslíku (na 0,35%). Mez kluzu má hodnotu 377 MPa, mez pevnosti 440 MPa a tažnost 18%. Je vhodná ke sváření, obrábění a odlévání. Je standardně produkována po žíhacím procesu, po kterém dochází k nárůstu materiálových charakteristik. [6], [23]

### 7.1.4. CP-Titan 4. stupně (ASTM Grade 4)

Jedná se o slitinu s největším procentuálním zastoupením intersticiálních prvků v rámci uvedených CP-Titanových slitin. Obsah železa dosahuje až 0,5% a obsah kyslíku až 0,4%. Je zde dosaženo vysokých hodnot pevnostních vlastností. Minimální hodnota meze kluzu je rovna 480 MPa a meze pevnosti 550 MPa. Má také výbornou odolnost vůči korozně-únavovému porušení v solných roztocích. Vhodná ke svařování, obrábění, lisování a tváření za studena. Ve vyžíhaném stavu nabývá kvalitnějších materiálových vlastností. [6], [23]

Další zvýšení množství obsahu nečistot by mělo za následek pokles korozivzdornosti, což by bylo nežádoucí. Všechny tyto materiály mají mnoho společných rysů. Jedním z nich je i nutný obsah vodíku. Bylo prokázáno, že při jeho velmi nízkém obsahu (30 - 40 ppm) se tyto materiály stávají křehkými. [6]

Všechny výše zmíněné hodnoty byly stanoveny pro materiály v nevyžíhaném stavu. Podrobnější charakteristiky i pro vyžíhané materiály jsou uvedeny v „Přehledu použitých materiálů“.

### 7.1.5. CP-Titan 7. stupně (ASTM Grade 7)

Tato slitina se od předchozích CP-Titanů na první pohled neliší. Z hlediska dosažených materiálových charakteristik je téměř totožná s CP-Ti 2. stupně. Hlavní rozdíl je však v chemickém složení, a to z důvodu přítomnosti palladia o obsahu 0,2%. Tento prvek se zde přidává za účelem zvýšení korozivzdornosti a odolnosti vůči pittingu v oxidačním či redukčním kyselém prostředí. Použití tohoto materiálu v dentální implantologii je poněkud spekulativní, a to pro možnou toxicitu a alergennost palladia. To sice není zastoupeno ve slitině ve značné míře, ale dokud nebude prokázána absolutní nezávadnost, je nutné tento aspekt vzít v úvahu při vhodném výběru materiálu implantátu. [7]

## 7.2. Nanostrukturní titan

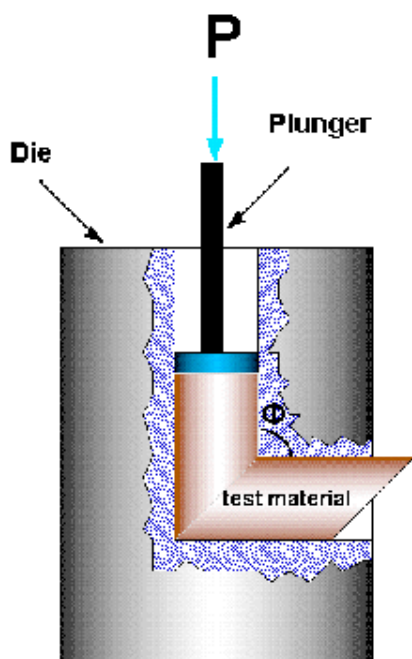
Jedná se o nový materiál, který je dle některých autorů „velkou výhodou v medicínské implantologii“. V praxi jde o CP-Titanovou slitinu se speciálním způsobem výroby, a to jednou z metod Severe Plastic Deformation (velké plastické deformace), konkrétně Equal Channel Angular Pressing (úhlovým protlačováním kanálem stejného průřezu) s následným válcováním. Tato metoda probíhá za teplot cca 450°C a velmi vysokých tlaků. Úhlovým protlačováním se dosáhne výrazné deformace bez změny geometrie původního polotovaru. Nutno dodat, že jde o finančně náročnou metodu a výsledný materiál je více než desetkrát dražší než běžný CP-Ti. Tímto zpracováním dojde k poklesu velikosti zrn do řádu nanometrů a výraznému zvýšení materiálových pevnostních charakteristik. Rovněž dochází k poklesu Youngova modulu pružnosti oproti standardním CP-Ti, který je určitou mírou kvality oseointegrace. [8], [21]

**Čím více se vzájemně přibližují hodnoty modul pružnosti kostní tkáně a modulu pružnosti implantátu, tím kvalitnější je průběh oseointegrace implantátu. [9]**

Chemické složení je stejné jako u CP-Ti, zatímco mechanické vlastnosti jsou výrazně odlišné. Uvedené vzorky byly vyrobeny z původních polotovarů CP-Ti 2. a 4. stupně. [8]

**Obr. 9:** Materiálové charakteristiky nanostrukturního Titanu (nTi) [8]

	Mez pevnosti $R_m$ [MPa]	Mez kluzu $R_{p0,2}$ [MPa]	Tažnost A [%]	Modul pružnosti E [GPa]
nTi 2. stupně	1030	845	12,0	96
nTi 4. stupně	1235	1085	12,5	100



**Obr. 10:** Schéma ECAP [10]



**Obr. 11:** Struktura nanostrukturního titanu [10]

## **8. Titanové slitiny**

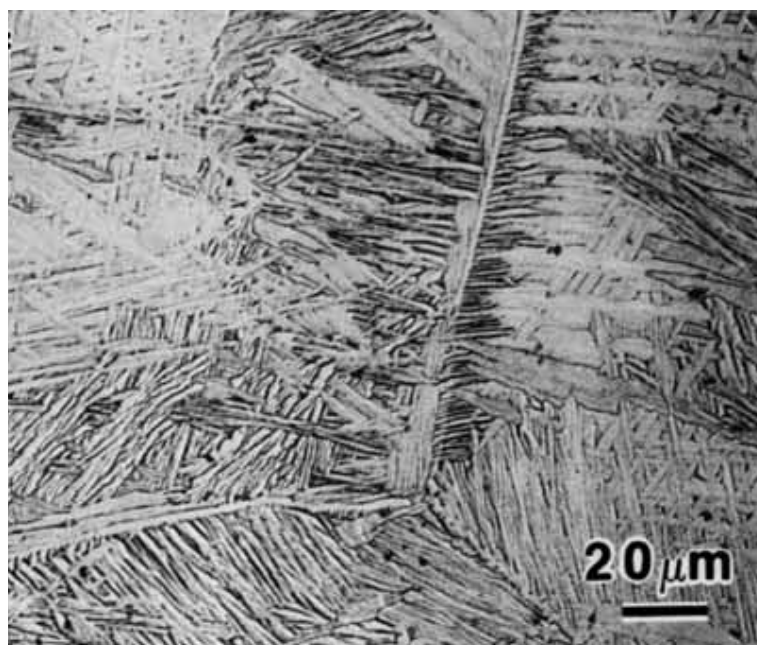
Předešlá kapitola se zabývala tzv. komerčně čistými titany. Jelikož se jedná o materiály, které obsahují i další prvky, i když v malém množství, je možné je nazývat slitinami. Nicméně se toto označení užívá u materiálů, kde je zastoupení příměsných prvků vyšší než v předchozím případě. Takové slitiny budou tématem této kapitoly.

### **8.1. Vývoj titanových slitin**

Předchozí materiály vykazují dobrou úroveň korozivzdornosti. Poněkud horší jsou hodnoty materiálových charakteristik, vyjímaje nanostrukturní titan. Ty v rámci CP-Titanových slitin nepřesahují mez pevnosti vyšší než 660 MPa (CP-Ti 4. st., žíhaná). Za účelem zvýšení těchto charakteristik byly zkoumány a vyvíjeny rozličné druhy titanových slitin. Hlavní motivací vývoje však nebylo hledání nových materiálů pro dentální implantáty, ale spíše materiálů vhodných pro letecký průmysl. Jejich použití v implantologii bylo až druhotné. [9]

Nejznámějším materiálem tohoto vývoje je bezpochyby  $\alpha/\beta$  titanová slitina Ti-6Al-4V, která představuje více než 50% celkové světové výroby titanových materiálů. Má vysokou mez pevnosti (895 -1250 MPa), dobrou tažnost a únavové vlastnosti. Je obecně hojně využívána v implantologii, z důvodu relativně nízké hodnoty modulu pružnosti (105 - 116 GPa), zejména při částečných nebo totálních náhradách kyčelních, kolenních, ramenních či loketních kloubů. V dentální implantologii nemá tak široké zastoupení pro svou korozivzdornost, která je nižší než v případě CP-Ti. [6]

Byly vyvinuty i mnohé další a svými vlastnostmi i pozoruhodnější slitiny. Aby bylo snazší odlišit jejich vzájemné rozdílnosti, je třeba provést určitou klasifikaci těchto materiálů na základě jejich primární mikrostruktury.



**Obr. 12:** Mikrostruktura  $\alpha/\beta$  titanové slitiny Ti-6Al-4V [11]



## **8.2. Klasifikace titanových slitin**

Jak již bylo řečeno jednotlivé titanové slitiny se základně rozdělují dle mikrostruktury materiálu na  $\alpha$ ,  $\beta$  a  $\alpha/\beta$  slitiny. Vznik těchto jednotlivých typů je podmíněn mnoha faktory, zejména však chemickým složením a teplotou dosaženou při fázové přeměně (obr. 13). V závislosti na chemickém složení rozdělujeme příměsné prvky dle jejich stabilizačního účinku na jednotlivé fáze:

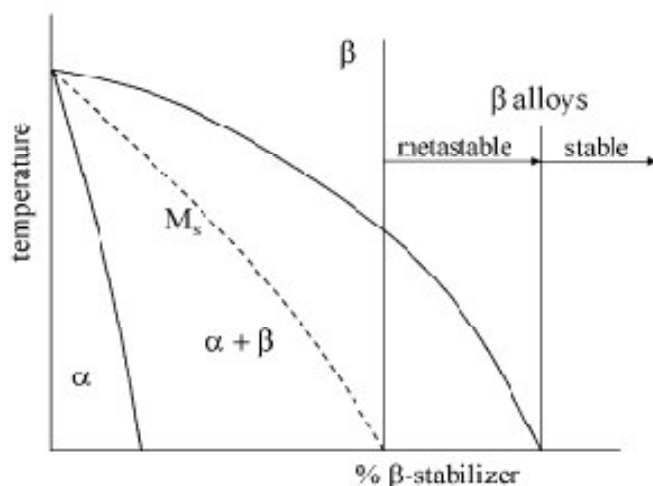
- **$\alpha$ -stabilizující** - patří zde kyslík (O), dusík (N), uhlík (C), hliník (Al) a gallium (Ga)
- **$\beta$ -stabilizující izomorfní** - patří zde molybden (Mo), vanad (V), niob (Nb), tantal (Ta) a rhenium (Re)
- **$\beta$ -stabilizující eutektoidní** - jde o prvky, jenž vytvářejí eutektoidní fázi, která je metastabilní; řadí se zde měď (Cu), mangan (Mn), železo (Fe), nikl (Ni), wolfram (W), kobalt (Co), křemík (Si), chrom (Cr) a vodík (H)
- **neutrální prvky** - zirkonium (Zr) a hafnium (Hf)

Někteří autoři udávají částečně odlišné zařazení jednotlivých prvků do skupin. Předchozí zařazení odpovídá dvěma uvedeným zdrojům (Kajinic [12]; Bonollo, Natali, Pavan [13]). Profesor Bhadeshia z University of Cambridge udává následující rozdělení [14]:

- **$\alpha$ -stabilizující** - patří zde kyslík (O), dusík (N), hliník (Al) a gallium (Ga)
- **$\beta$ -stabilizující izomorfní** - patří zde molybden (Mo), vanad (V), wolfram (W) a tantal (Ta)
- **$\beta$ -stabilizující eutektoidní** - náleží zde měď (Cu), mangan (Mn), železo (Fe), nikl (Ni), kobalt (Co) a vodík (H)
- **neutrální prvky** - zirkonium (Zr), cín (Sn) a křemík (Si)

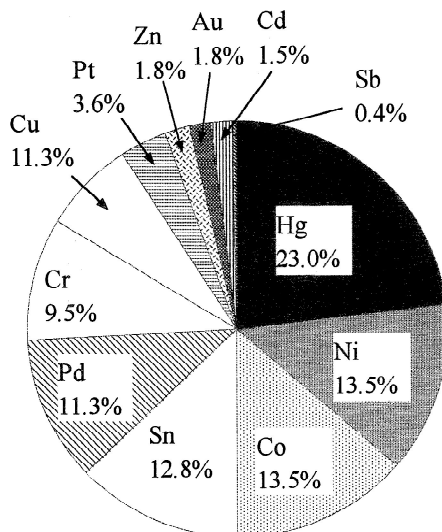
Skutečnost, že niob je v poměrně velkých množstvích obsažen v mnoha  $\beta$  titanových slitinách, potvrzuje spíše rozdělení první. Nicméně se vyskytuje i ve slitinách  $\alpha/\beta$ . Autorovi nepřísluší rozhodovat o správnosti těchto rozdělení, a proto vlastnosti a použití předchozích prvků je následně psáno tak, aby nebyly zpochybněny jakékoliv závěry uvedených autorů.

Největší vliv na stabilitu  $\beta$  fáze mají molybden, vanad a jsou rovněž běžně užívány. Wolfram, tantal a rhenium se přidává pouze vzácně a to z důvodů jejich vysoké hustoty. Zirkonium a hafnium jsou neutrálními prvky, které jsou plně rozpustné jak v  $\alpha$ , tak i v  $\beta$  fázi. Někdy bývají považovány za  $\beta$  stabilizující z důvodu jejich schopnosti (mírného) snížení  $\beta$  tranzitní teploty. Měď ve formě  $\text{TiCu}_2$  umožňuje slitiny zpevňovat stárnutím, příp. tepelně zpracovávat. Běžně se přidává v koncentracích nepřesahující 2,5 hm.%. [12]



**Obr. 13:** Závislost vzniku jednotlivých fází na teplotě a koncentraci stabilizujících prvků [13]

*Nikl* je rovněž častou složkou titanových slitin. Byla odhalena jeho možná závadnost jako alergenního kovu. Ta je způsobena uvolňováním kovových iontů působením potu případně jiných tělesných tekutin. V současné době se od jeho užití v dentální implantologii upouští a rovněž tak i od *kobaltu* a *chromu*, jenž byly také shledány potenciálně alergenními. Jejich procentuální zastoupení kovové alergennosti pro každý alergenní prvek je uvedeno na následujícím obrázku. [9]



**Obr. 14:** Procentuální zastoupení kovové alergennosti pro každý alergenní prvek [9]

Jak lze vypožorovat z obr. 14 i další prvky jako *cín*, *palladium* a *měď* mohou způsobovat alergii.

*Vanad* byl označen za toxický. Přestože se jedná o prvek potřebný pro správnou funkci živých organismů (optimální denní dávka vanadu v potravě činí 20 - 30 mg), ve velkém množství má velmi negativní účinky vůči živým organismům. [15]



*Hliník* je označován za možného původce Alzheimerovy choroby. Nutno dodat, že tato skutečnost nebyla nikdy potvrzena ani vyvrácena. Za běžných podmínek je stabilní, a pouze v případě kyselého prostředí se z jeho slitin uvolňují hliníkové ionty. [16]

Rozdělení titanových slitin je poněkud širší než bylo naznačeno v úvodu kapitoly. Kompletní klasifikace titanových slitin s ohledem na jejich mikrostrukturu při pokojové teplotě je následující [13]:

- **$\alpha$  slitiny ( $\alpha$  alloys)**
- **slitiny blízké  $\alpha$  fázi (near  $\alpha$  alloys)**
- **$\alpha/\beta$  slitiny ( $\alpha/\beta$  alloys)**
- **metastabilní  $\beta$  slitiny (metastable  $\beta$  alloys)**
- **stabilní  $\beta$  slitiny (stable  $\beta$  alloys)**

Všechny slitiny z každé skupiny mají určité společné charakteristické vlastnosti, které jsou popsány níže.

### **8.3. $\alpha$ titanové slitiny**

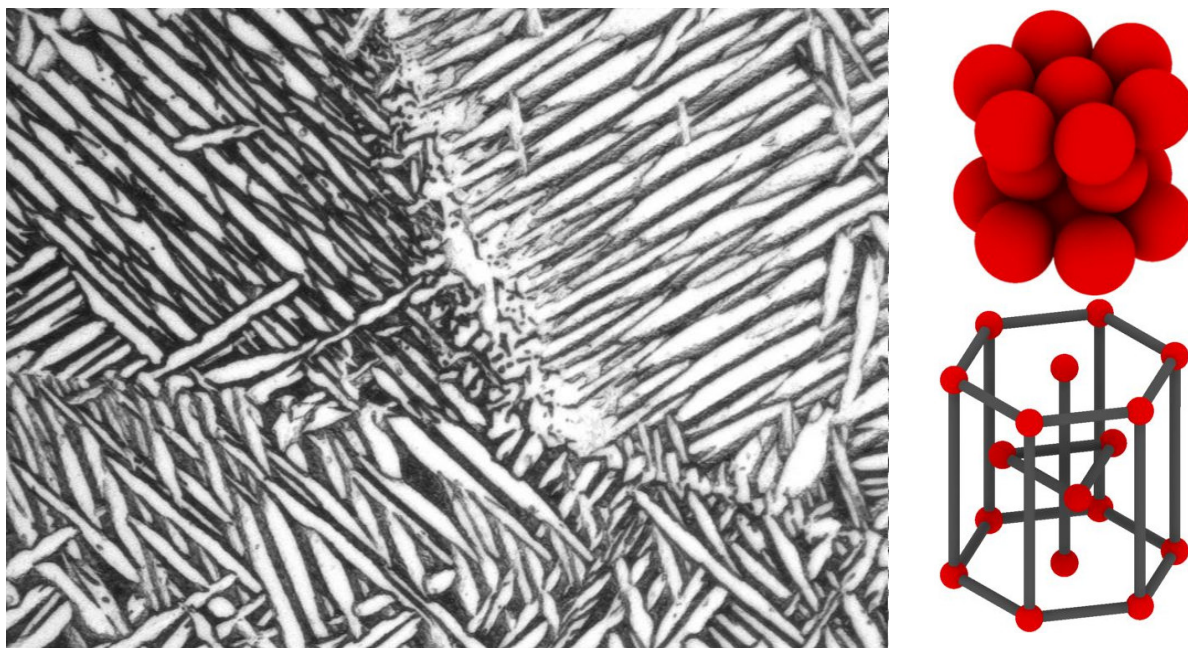
Krystalická mřížka je hexagonální s těsným uspořádáním (obr. 16). Jsou dobře svařitelné a vykazují houževnaté chování i při nízkých teplotách. Vykazují výbornou korozivzdornost a pasivační schopnosti. Jejich mechanické vlastnosti nedosahují až tak vysokých hodnot jako u jiných typů slitin, a to zejména z důvodu poměrně velkých zrn. Této skutečnosti je možné čelit například pomocí metod, vedoucích ke zjemnění mikrostruktury, jak bylo popsáno u nanostrukturního titanu. Nejčastějším stabilizačním prvkem bývá hliník, který je potenciálně toxický. Jelikož se jedná o základní matici titanu i bez příměsných prvků jsou typickými zástupci této skupiny výše uvedené CP-Titany. [6], [12], [19]

Jejich vlastnosti již byly zhodnoceny, a tak pro popis mechanických vlastností těchto materiálů, z hlediska užití v dentální implantologii, bude použita slitina Ti-6Al-2Nb-1Ta-0,8Mo ve vyžíhaném stavu. Tato slitina má mechanické vlastnosti uvedeny v obrázku 15. Hodnoty meze kluzu a pevnosti byly částečně navýšeny žíhacím procesem. Podstatná je však hodnota Youngova modulu pružnosti.

Obecně se rozsah modulu pružnosti u  $\alpha$  titanových slitin pohybuje nad hodnotou 100 GPa. Z hlediska vhodné oseointegrace materiálu je snaha tuto charakteristiku minimalizovat. [23]

**Obr. 15:** Mechanické charakteristiky Ti-6Al-2Nb-1Ta-0,8Mo (žíhané) [23]

Mez pevnosti $R_m$ [MPa]	Mez kluzu $R_{p0,2}$ [MPa]	Tažnost A [%]	Mod. pružnosti E [GPa]
830	710	11,0	115



**Obr. 16:** Mikrostruktura  $\alpha$  titanových slitin a HCP krystalická mřížka [17]

**Slitiny blízké  $\alpha$  fázi** jsou materiály, které obsahují vyšší množství  $\beta$  stabilizujících prvků, ale základní matricí je  $\alpha$  fáze. Jejich materiálové i obecné vlastnosti jsou téměř totožné s  $\alpha$  slitinami. [14]

#### **8.4. $\alpha/\beta$ slitiny**

Jsou to obecně materiály, které obsahují vyšší množství  $\beta$  stabilizujících prvků (cca 4-6 hm.%), které způsobí částečné vyloučení  $\beta$  fázových polí v základní  $\alpha$  matici. Ty zapříčiní nárůst pevnostních charakteristik. Vykazují rovněž dobrou tvařitelnost. Mají obecně nižší hodnoty tažnosti a vyšší hodnoty modulu pružnosti než  $\alpha$  slitiny. Korozní odolnost je v porovnání s  $\alpha$  slitinami rovněž nižší. To je hlavním důvodem proč nejsou tyto slitiny perspektivní pro využití v dentální implantologii. Typickým představitelem je již výše zmíněna slitina Ti-6Al-4V. Mikrostruktura je zobrazena na obr. 12. [14], [23]

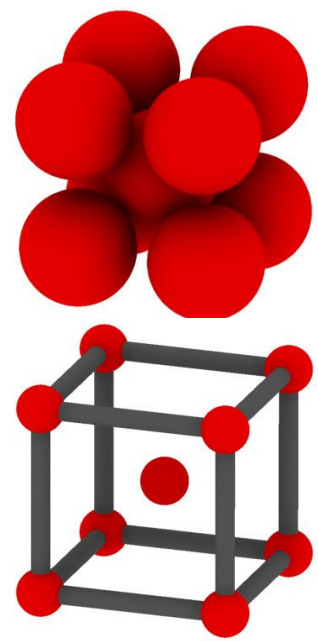
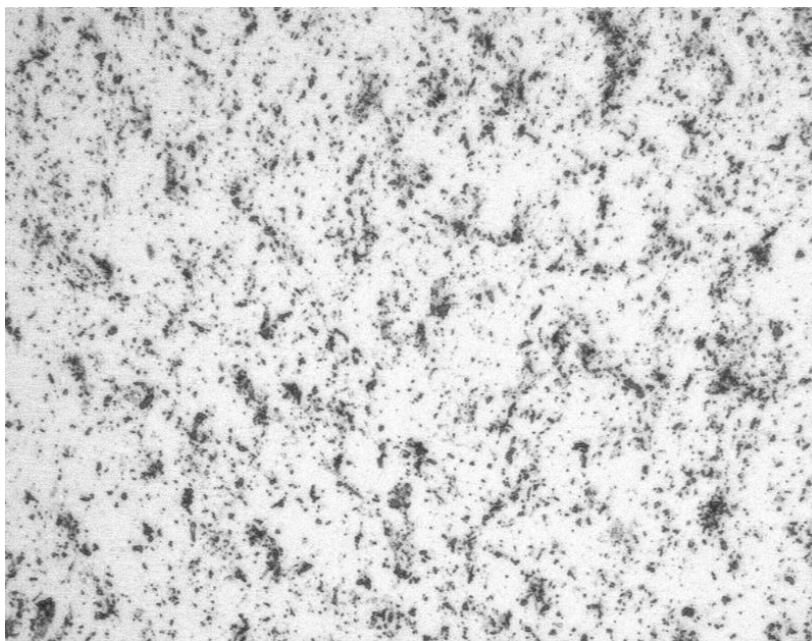
#### **8.5. $\beta$ slitiny**

**Metastabilní  $\beta$  slitiny** jsou takové materiály, které mají nižší obsah  $\beta$  stabilizujících prvků než stabilní  $\beta$  slitiny. Podstata jejich rozdílu spočívá v měnící se mikrostruktuře metastabilních slitin v závislosti na teplotě (viz obr. 13), kterou vykazují pouze v oblasti eutektoidních a vyšších teplot. Právě tato fázová nestabilita dělá z těchto materiálů nepříliš vhodné kandidáty na výrobu dentálních implantátů.

**Stabilní  $\beta$  slitiny** mají vysoké obsahy  $\beta$  stabilizujících prvků a již nepodléhají mikrostrukturální přeměně v závislosti na teplotě. Jsou proto vhodnějšími materiály než metastabilní slitiny.

Krystalická mřížka těchto slitin je kubická prostorově středěná (bcc). Vykazují vysokou pevnost a tvrdost a dobrou tvářitelnost. Jejich korozivzdornost je na mnohem vyšší úrovni než v předchozích případech. Vyznačují se také nízkými hodnotami Youngova modulu pružnosti, a to až do hodnot okolo 55 GPa. Jejich složení může být zcela nezávadné a bioinertní zejména díky prvkům, jako jsou tantal a molybden. [12], [13], [18]

Tyto slitiny zatím nebyly použity v takovém rozsahu jako předchozí materiály, ale všechny výše zmíněné vlastnosti je řadí na pozici velmi perspektivních materiálů pro užití v dentální implantologii.



**Obr. 17:** Mikrostruktura  $\beta$  titanových slitin a BCC krystalická mřížka [17]

Pro ilustraci jsou níže uvedeny materiálové charakteristiky slitiny Ti-30Nb. Tento materiál sice nedosahuje očekávaných vysokých hodnot meze kluzu a pevnosti, ale výrazně vysoké hodnoty tažnosti a nízké hodnoty modulu pružnosti.

**Obr. 18:** Mechanické vlastnosti Ti-30Nb [23]

Mez pevnosti $R_m$ [MPa]	Mez kluzu $R_{p0,2}$ [MPa]	Tažnost A [%]	Mod. pružnosti E [GPa]
700	500	20,0	70

Mnoho dalších materiálů a jejich mechanických vlastností je uvedeno v kapitole „Přehled použitých materiálů“.

## **8.6. Způsoby zpracování titanových slitin**

Mechanické vlastnosti všech výrobků jsou nezpochybnitelně závislé na způsobu jejich výroby. V obecném pojetí existují dvě základní metody, jak dosáhnout požadovaných tvarů kovových výrobků. První z nich je metoda užitím plastické deformace, kde nedochází k úběru materiálu a objem a hmotnost kovu zůstává neměnná. Druhou metodou je obrábění kovových materiálů, při kterém dochází k úběru materiálu. Výroba zubních implantátů se zpravidla provádí obráběcím způsobem. Tato kapitola by měla nastínit důsledky nepřiměřeného použití jednotlivých metod zpracování materiálů na kvalitu povrchu i samotného implantátu.

### **8.6.1. Odlévání titanových slitin**

Podstatnou komplikací odlévání titanových slitin je afinita roztaveného titanu ke vzdušným plynům, kyslíku a dusíku, a také prvkům obsažených v kelímcích a kokilách. Kvůli tomu se musí slitiny tavit ve vakuu a odlévat do forem z kompaktního grafitu. Odlévané výrobky mohou mít běžné vady, které jsou spojené s tímto výrobním postupem, jako např. vznik pórovitosti během tuhnutí. U titanových slitin může dojít k charakteristické vadě: oddělení intersticiálních prvků. Tento jev má za následek výrazný pokles korozivzdornosti a mechanické pevnosti. [6]

### **8.6.2. Svařování titanových slitin**

Titanové slitiny mohou být tavně svařovány pouze v přísně kontrolovaném prostředí inertních plynů nebo vakua. Je možné svařovat pouze slitiny s hexagonální krystalickou mřížkou, neboli  $\alpha$  slitiny, případně slitiny, kde je podíl kubické struktury menší než 20%. Z důvodu kontaminace plynného prostředí se nesmí svařovat kyslíko-acetylenovým plamenem. U metod svařování elektrickým obloukem s přídatným materiálem či bez, plasmovým, laserovým případně svařováním elektronovým paprskem nedochází ke kontaminaci a jsou proto plně použitelné. Nízká specifická tepelná kapacita a tepelná vodivost titanu jsou faktory, které je při svařování nutné brát v potaz.

Další použitelnou metodou je difúzní svařování. Při tom dochází k rozpouštění vrstvy oxidů a povrchových nečistot ve stejné době za obvyklých podmínek (teplotě 900°C, tlaku 1 MPa, po dobu trvání 1 hodiny). Díky tomu mají svarové spoje až 90% pevnost svařovaného materiálu. Tohoto jevu se také využívá v kombinaci s velkými plastickými metodami. [6]

### **8.6.3. Kování titanových slitin**

Tento proces je obtížně proveditelný za podmínek hexagonální krystalické mřížky. Proto je pro kování nutné ohřát materiál na tzv.  $\beta$  tranzitní teplotu, při které dojde k alotropické modifikaci na kubickou prostorově centrovanou krystalickou mřížku. Kování titanových slitin je srovnatelné s kovááním nerezových ocelí. Některé slitiny mohou vykazovat částečné superplastické chování. [6]

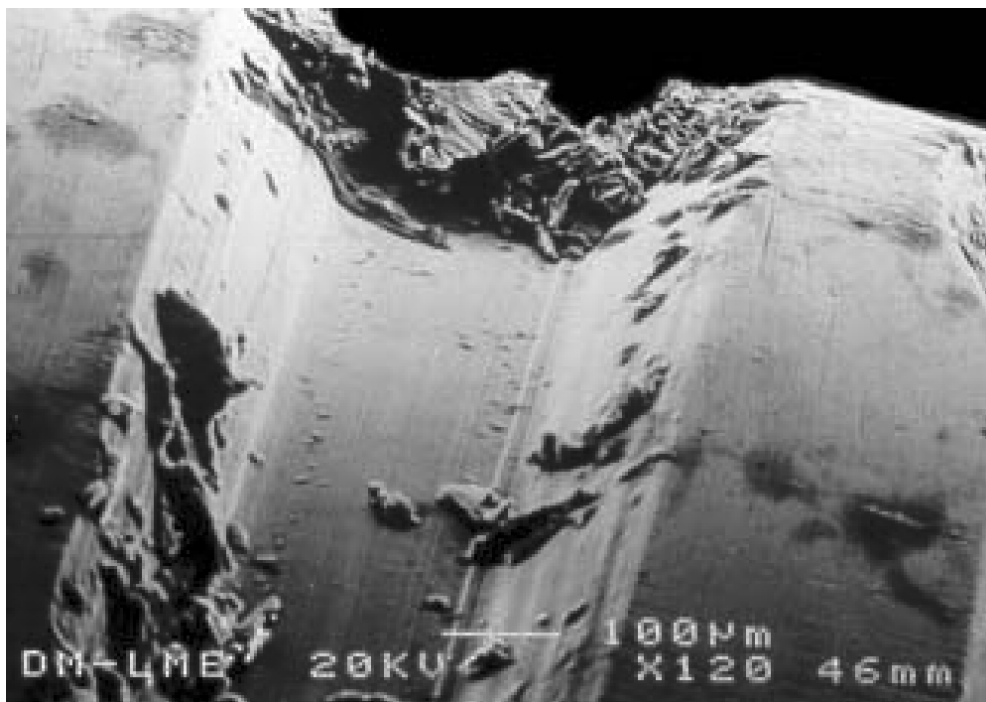
#### 8.6.4. Prášková metalurgie a titanové slitiny

Využití metod práškové metalurgie může snížit výrobní náklady implantátu až do výše 50%. Je zde zapotřebí velmi čistý titanový prášek s minimálním obsahem příměsných prvků. Prášek získaný z titanové houby je následně lisován pod tlakem dosahujícím až 400 MPa. Je velmi obtížné získat prášek s požadovaným obsahem nezbytných prvků z důvodu vysoké reaktivity titanu s plyny a žáruvzdornými materiály formy. Za účelem minimalizace tohoto problému vznikly metody jako atomizace vakuovým odstředěním.

Metoda tepelného izostatického lisování (HIP - hot isostatic pressing) se užívá pro získání kvalitního výrobku slinutého na vysokou hustotu. Provádí se při teplotě 900°C, pod tlakem 105 MPa po dobu působení 2 hodin v argonové atmosféře. Takto se získá stejnorodá titanová slitina s téměř nulovou zrnitostí. [6]

#### 8.7. Obrábění titanových slitin

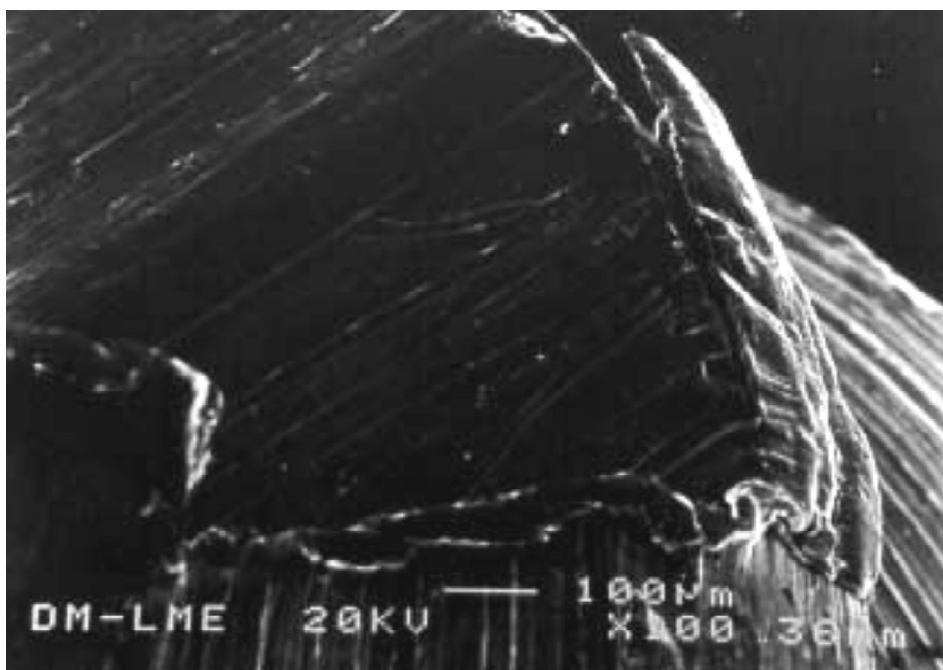
Obráběcí proces umožňuje získat výrobek požadovaných rozměrů úběrem materiálu. Jedná se až o druhotný proces zpracování na součásti, která již byla prvotně zpracována kování, odléváním, válcováním, atd. Obtíže obrábění titanových slitin jsou srovnatelné s problémy nerezových ocelí. Navíc zde vyvstává problém se vznikem tepla z důvodu jejich špatných tepelných vlastností a také možného zničení obráběcího nástroje náchylností titanu k jiným chemickým prvkům. I přes tyto komplikace je obrábění titanových slitin nejpoužívanější metodou k výrobě dentálních implantátů. Následující přehled dokumentuje možné nedokonalosti vzniklé při obráběcím procesu. [6]



**Obr. 19:** Kovové částice na povrchu zubního implantátu po obrábění a broušení



Na obrázku 19 lze vidět ulpívající části jiných materiálů v drážce závitů dentálního implantátu po obráběcím a brousícím procesu. Je absolutní nutností tyto částice odstranit, neboť materiály obráběcích nástrojů, o jejichž částice se jedná, mohou obsahovat potenciálně toxické prvky.



**Obr. 20:** Neodstraněná tříska po obrábění zubního implantátu

Na obrázku 20 je zobrazena kovová tříska, která nebyla odstraněna z povrchu implantátu během či po obráběcím procesu. Praktickým řešením tohoto problému je zavedení lamače třísek na obráběcím nástroji. Ten způsobí, že se materiál bude odstraňovat ve formě krátkých třísek, a tedy nedojde k zobrazené kumulaci materiálu. Je třeba také zvážit užití řezací kapaliny, která snižuje tření, opotřebení a odvádí teplo vzniklé v řezací oblasti. [6]

### **8.8. Povrchové úpravy titanových slitin**

Povrchové úpravy se dle způsobu zpracování rozdělují do následujících skupin:

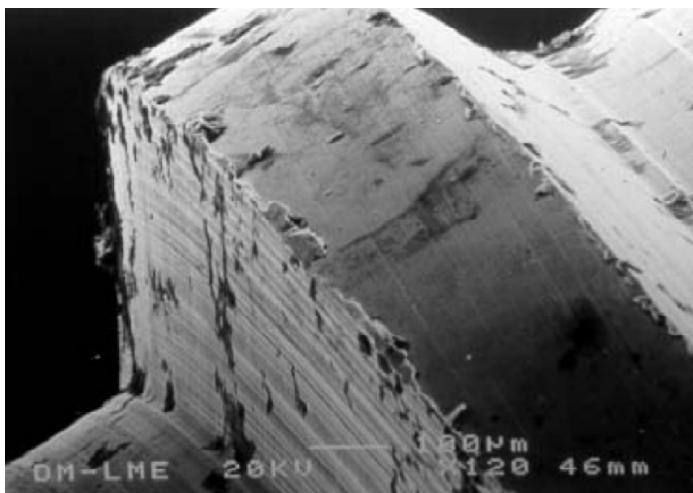
- mechanické úpravy povrchu
- difúzní úpravy povrchu
- chemické úpravy povrchu

U prvních dvou způsobů jde především o zvýšení pevnosti povrchu. V případě chemických úprav se jedná o metody povlakování bioaktivním materiálem.

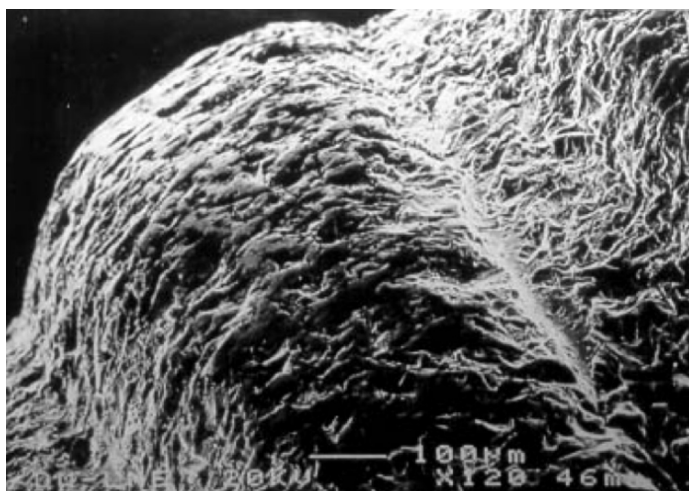
### 8.8.1. Mechanické úpravy povrchu

Při běžných aplikacích se většinou za kvalitnější považuje hladký povrch. V případě dentálních implantátů je toto tvrzení vyvráceno. Organické buňky lépe přilnou na povrch s drsnější strukturou. Tedy se zvyšující se drsností povrchu se zvýší i úroveň oseointegrace. Existuje několik metod působící zvýšení drsnosti povrchu, ale dnes nejpoužívanější metodou je *kuličkování*.

Provádí se ostřelováním povrchu materiálu malými abrazivními částicemi. Energie těchto částic způsobí plastickou deformaci povrchu, a dojde tak jeho zpevnění. Z porovnání obrázků 21 a 22 je zřejmé, že došlo ke značnému nárůstu drsnosti povrchu a rovněž byly odstraněny i malé třísky a trhlinky vzniklé obráběním. To je důležitý přínos, neboť z mechanického hlediska se každá trhlinka chová jako napěťový koncentrátor. Navíc vznikem vytvrzené vrstvy dojde i ke zvýšení únavové pevnosti a také korozivzdornosti. Dále dojde i ke zpomalení růstu trhlin, a tak se zvýší i celková životnost implantátu. Aby však bylo dosaženo požadované drsnosti a oseointegrace, je třeba přihlédnout k mnoha faktorům kuličkovacího procesu, jako je chemické složení a morfologie abrazivních částic, jejich biokompatibilita, doba procesu atd. [6]



**Obr. 21:** Detailní záběr zubního implantátu před kuličkováním

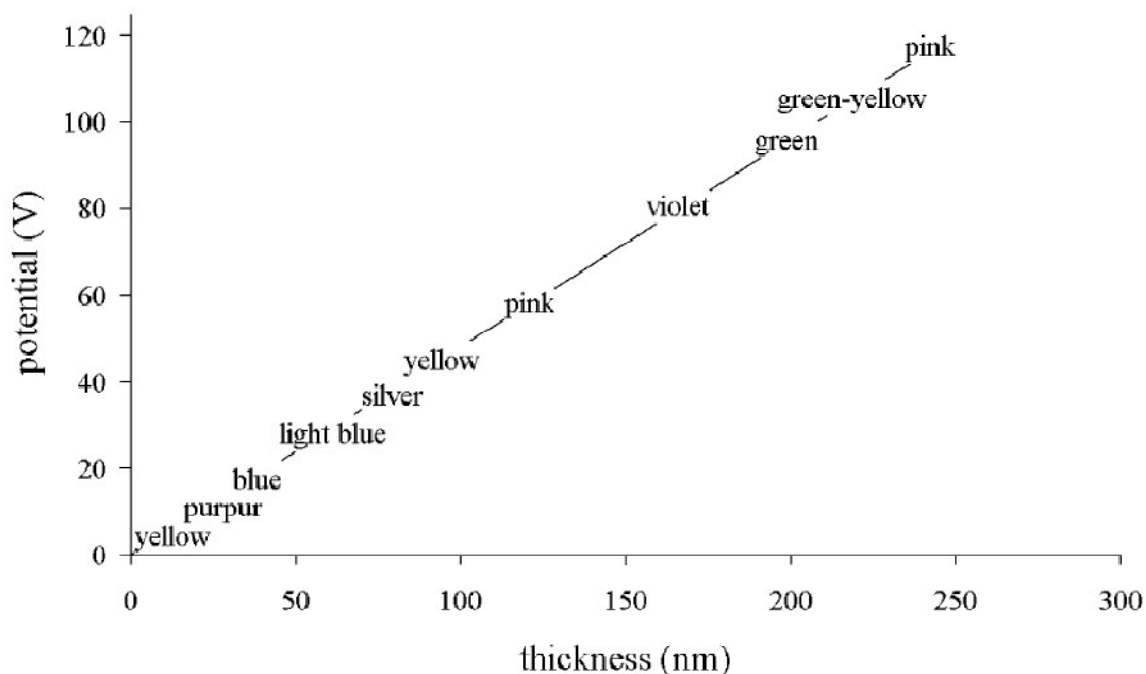


**Obr. 22:** Detailní záběr zubního implantátu po kuličkování

### 8.8.2. Difúzní úpravy povrchu

Při čištění povrchu implantátu může i zbylé množství vodíku z čistící kyseliny způsobit křehnutí materiálu. V případě některých aplikací se užívá povlakování povrchu žáruvzdornými kovy za účelem potlačení oxidace při vysokých teplotách. Za účelem snížení opotřebení se elektrolyticky aplikují měděné a platinové povlaky. Pro použití se sníženým třením a opotřebením se užívají metody k vytvrzení povrchu. Mezi nimi je perspektivní metodou *zpevňování dusíkem*, jenž difunduje do povrchu materiálu.

Další povrchovou úpravou titanu je *anodizace*, která přiřadí rozličné zbarvení částem povrchu jako důsledek interference světla na oxidové vrstvě titanu utvořené během procesu. Jedná se o řízené zpevňování povrchu materiálu regulací napětí. Obrázek 23 zobrazuje závislost tloušťky vzniklé oxidační vrstvy na velikosti napětí a také charakteristické zbarvení povrchu jí příslušící. [6]



**Obr. 23:** Titanové zbarvení působením anodizačního procesu

### 8.8.3. Chemické úpravy povrchu

V zásadě se jedná o chemické povlakování povrchu titanového materiálu bioaktivními povlaky. Tyto metody byly vyvinuty tak, aby překonaly obtíže vzniklé při užití *hydroxyapatitu plazmovým nanášením*. Zmíněnou obtíží je zde použití vysokých teplot, při kterých může dojít u titanových slitin ke změně mikrostruktury a mechanických vlastností povrchu. Hydroxyapatit vykazuje tepelně nestabilní chování a během ochlazování vylučuje fosforečnan vápenatý. Tato amorfnní fáze má negativní vliv na dlouhodobou stabilitu povlaku po implantaci, neboť se během ochlazování, stejně jako tri- a tetrafosforečnan vápenatý, rozpouští dříve než hydroxyapatit, což vede k mechanickému rozpadu povlaku a následnému uvolnění zafixovaného



implantátu. Mezi hydroxyapatitovým povlakem a povrchem titanového implantátu nevzniká chemická vazba. Za účelem překonání těchto obtíží vzniklo několik metod, během nichž se pomocí chemických látek zvýší vzájemná přilnavost implantátu a hydroxyapatitového povlaku, a to do té míry, že bude možné nanášet apatitové krystaly chemicky.

Například CP-Ti může vykazovat určitý stupeň bioaktivity po napadení jeho povrchové oxidové vrstvy gelem titaničitanu draselného, který je schopen vyvolat nukleaci apatitových krystalů.

Existují i metody, které úplně překonali obtíže spojené s chemickým a mechanickým nanášením apatitového povlaku, jako je *elektroforetické nanášení*, *laserová ablace* a *izostatické lisování*. [6]

V následujících odstavcích jsou stručně popsány metody chemického povlakování povrchu titanu bioaktivním apatitem.

#### *Ohtsukiho metoda*

Její podstata spočívá v působení roztoku 30% peroxidu vodíku sloučeného s 5 mmol/l chloridu cínu na implantát z CP-Ti při teplotě 60°C po dobu 24 hodin. Během pokusu byl vzorek po této proceduře ponořen do tzv. simulované tělní tekutiny (SBF - Simulated Body Fluid), jejíž složení je uvedeno na obr. 24. Má obdobné složení jako krevní plazma. Dle Ohtsukiho byl po 3 dnech zaznamenán výskyt apatitových krystalů.

**Obr. 24:** Porovnání chemického složení krevní plazmy a SBF

<i>Ion</i>	<i>SBF</i>	<i>Human plasma</i>
Na <sup>+</sup>	142.0	142.0
K <sup>+</sup>	5.0	5.0
Mg <sup>2+</sup>	1.5	1.5
Ca <sup>2+</sup>	2.5	2.5
Cl <sup>-</sup>	147.8	103.0
HCO <sub>3</sub> <sup>-</sup>	4.2	27.0
HPO <sub>4</sub> <sup>2-</sup>	1.0	1.0
SO <sub>4</sub> <sup>2-</sup>	0.5	0.5

#### *Kokubova metoda*

Kokubova metoda se v některých aspektech shoduje s Ohtsukiho metodou. Použitým materiálem pokusu byl CP-Ti, který byl ošetřen roztokem obsahujícím 5 mol/l hydroxidu sodného při teplotě 60°C po dobu 24 hodin. Poté byl vysušen v peci při teplotě 40°C po dobu 24 hodin, následně ohřán na teplotu 600°C po dobu 1 hodiny a postupně ochlazen v peci. Následovalo ponoření do SBF. Apatitové krystaly byly zaznamenány po 3 dnech v simulovaném tělním roztoku.

### *Campbellova metoda*

Tato metoda je rovněž známa jako *Metoda povrchově indukované mineralizace* (Surface Induced Mineralization Method). Hlavní princip spočívá v samovolném vytvoření jednovrstevného povlaku fosforečnanu vápenatého na povrchu materiálu. Pokus byl proveden na vzorku  $\alpha/\beta$  slitiny Ti-6Al-4V. Její vzorek byl ošetřen po dobu 30 s v roztoku 1 hm.% silanu či cyklohexanu, vyčištěn v isopropanolu a před následným čištěním ultrazvukem ještě ponořen na 5 minut do chloroformu. Nanášení fosforečnanu vápenatého se provádí přesyceným roztokem vápníkových a fosforečných iontů vzniklým pomalým přidáváním  $\text{KH}_2\text{PO}_4$  (dihydrogenfosforečnanu draselného) do roztoku chloridu vápenatého ( $\text{CaCl}_2$ ). Tento způsob je velmi citlivý na obsah vápníkových a fosforečných iontů v roztoku. Tloušťka nanesené vrstvy však může být tímto způsobem regulována.

### *Metoda Klaase de Groota*

Je známa také pod názvem *Metoda přesyceným vápenatěním* (Supersaturated Calcification Solution Method). CP-Ti se chemicky leptá pod dobu 30 minut roztokem acylchloridu (18 hm.%) a kyseliny sírové (48 hm.%). Poté je ponořen do roztoku hydroxidu sodného o teplotě  $140^\circ\text{C}$  pod tlakem 0,3 MPa po dobu 5 hodin. Následuje precalcifikační procedura v roztoku hydrogenfosforečnanu draselného ( $\text{Na}_2\text{HPO}_4$ ) po dobu 12 hodin a na ni navazuje 5-ti hodinové ponoření do přesyceného roztoku hydroxidu vápenatého. Finální nanesení vrstvy fosforečnanu vápenatého se provádí v Hankově vyváženém solném roztoku (Hank's Balanced Salt Solution) ohřátém na  $37^\circ\text{C}$ . Rychlost růstu vrstvy byla odhadnuta na  $0,4\text{ }\mu\text{m/den}$ .

### *Ducheyneova metoda*

Tato metoda byla provedena na CP-Ti. Obě strany vzorku byly vyleštěny a jedna z nich potažena zlatem. Poté byly vzorky umístěny do SBF a po následné chemické analýze byla na jejich povrchu zjištěna přítomnost vápníku, fosforu, hořčíku a chlóru. Po 4 týdnech měla vrstva fosforečnanu vápenatého šířku  $1\text{ }\mu\text{m}$ . [6]

Přes kvalitní výsledky zmíněných postupů je povlakování dentálních implantátů spekulativním tématem. Může zde docházet k tvorbě prasklin v povlaku, případně k oddělení povlakové vrstvy od implantátu.

## **8.9. Nanostrukturní titanové slitiny**

Jak bylo uvedeno výše v kapitole „Nanostrukturní titan“, existují postupy, které dokáží zjemnit zrna materiálu až do nanorozměrů. Tyto metody jsou velmi perspektivní a i přes jejich nákladné použití se očekává jejich značný budoucí přínos. V již zmíněné kapitole byla popsána pouze metoda *ECAP*, která se řadí k metodám velkých plastických deformací (SPD).

### 8.9.1. Metody velké plastické deformace

Další metodou, která se užívá hlavně pro výrobu nanostrukturních  $\alpha/\beta$  slitin je tzv. *vícestupňová plastická deformace* (multistep plastic deformation). Využívá se zde  $\beta$  stabilizující vlastnosti vodíku, který způsobí nárůst objemu  $\beta$  fáze, čímž dojde ke zjemnění struktury. Při izotermickém vícestupňovém kování s pre- a posthydrogenací je možné změnit velikost zrn v rozsahu od 20 do 40 nm.

Jiný způsob výroby nanostrukturních zrn byl již popsán dříve v metodách úpravy povrchu materiálu. Jde o *kuličkování* nebo-li tzv. *SMAT* (Surface Mechanical Attrition Treatment) metodu. Dosahuje se zde velikosti zrn v rozsahu od 50 do 300 nm v závislosti na tloušťce povrchové vrstvy. Tato metoda patří i s předchozími k postupům SPD. [20]

### 8.9.2. Metoda konvenční plastické deformace

Popisuje jev, ke kterému dochází u  $\beta$  titanové slitiny Ti-Nb-Zr-Sn (TNZS), která je charakteristická vysokou pevností, nízkou tažností a nízkým modulem pružnosti. Vykazuje nelineární elastické chování a výrazné lokální plastické deformace. Během tlakové zkoušky vznikají v zrně o velikosti cca 100  $\mu\text{m}$  stříhová pásma s šířkou 1  $\mu\text{m}$ , která se vzájemně překřičují. Transmisní elektronovou mikroskopií (TEM) bylo zaznamenáno, že uvnitř stříhového pásma byl každý krystal rozdělen do nanokrystalických částí. Tento pozoruhodný jev umožnil během tažení za studena redukci tloušťky materiálu až o 90% z původní hodnoty 15 mm. Velikost zrn byla naměřena v rozmezí 20 - 50 nm. [20]

### 8.9.3. Metoda rychlého tuhnutí

Metoda rychlého tuhnutí (Rapid Solidification) umožňuje rovněž vznik nanostruktury titanových slitin. Závisí nejvíce na tvárnosti materiálu a úrovni chlazení. Byla otestována na materiálu Ti-Cu-Ni-Sn-Nb, který na první pohled nemůže být vhodným materiálem pro dentální implantáty. Litím do měděné formy byly vyrobeny válečky o průměru 2 a 10 mm, u kterých bylo dosaženo velikosti zrn v rozsahu od 30 do 50 nm. Pouze v případě použití jiného materiálu a způsobu výroby by mohla tato metoda být užita k výrobě dentálních implantátů. [20]

## 9. Zkoušky biokompatibility

Vyhodnocení zkoušek biokompatibility implantačních materiálu jsou důležitým činitelem jejich vhodnosti. Provádějí se zvláště testy cytotoxicity a genotoxicity. Při testování cytotoxicity se vyhodnocuje buněčná snášenlivost k danému materiálu. Při testech genotoxicity jsou předmětem pozorování chromozomální aberace nebo-li míra mutagenních vlastností materiálu na chromozomální úrovni.

### **9.1. Zkoušky cytokompatibility**

V následujících řádcích bude stručně popsán účel a způsob vyhodnocení pěti testů cytokompatibility.

#### *Test růstu buněčné suspenze ve výluhu testovaného materiálu*

Účelem testu je zjistit toxicitu výluhu testovaného materiálu. Je-li zjištěna závislost mezi koncentrací testovaného výluhu a rychlostí růstu buněk, pak je prokázána i toxicita.

#### *Test adherence buněk k testovanému materiálu*

Na materiálu se vysadí 5000 buněk. Počet buněk, které přilnou k materiálu je porovnán s hodnotou počtu buněk na skleněném standardu a následně se jejich poměr vyjádří v procentech.

#### *Dynamický dilatační test*

Cílem je testu je stanovit do jaké míry ovlivňuje daný materiál přilnavost buněk ke skleněnému substrátu a rozšíření jejich membrán. Provádí se za přítomnosti výluhu materiálu a vypovídá o schopnosti buněk tolerovat výluh testovaného materiálu.

#### *Test tolerance buněk v monovrstvě k testovanému materiálu*

Do narostlé buněčné kultury je přidán pevný vzorek materiálu. Účelem testu je zjistit, zda-li se vytváří zóna odumírajících buněk a její případná velikost. Výsledek vypovídá o míře tolerance rostoucích buněk k pevnému testovanému materiálu.

#### *Test tolerance buněk v suspenzi k testovanému materiálu*

Účelem testu je zjistit, zda se při adherenci buněk vytvoří kolem testovaného materiálu inhibiční zóna (zóna zábrany růstu). Test vypovídá o míře tolerování testovaného materiálu v kritických buněčných fázích.

### **9.2. Zkoušky genotoxicity**

Tyto náročné testy slouží k určení míry mutací genetických struktur působením daného materiálu.

### *Test indukce atypických mitóz*

Účelem testu je stanovit zda vyluh testovaného materiálu způsobuje změny na chromozomech v dlouhodobé kultivaci. Vypovídá o mutagenních vlastnostech materiálu.

### *Test indukce chromozomálních aberací v buněčné linii*

Využívá se zde klastogenního efektu, jenž vyvolává zlomy chromozomů. Jsou spočteny strukturální a numerické aberace. Pokud materiál indukuje více než 5% chromozomálních aberací z celkového počtu měření je považován za nevhodný.

### *Test indukce chromozomálních aberací v periferních lymfocytech člověka*

Buněčná suspenze je naočkována na krycí skla nebo jiný vhodný materiál. Je selektivně hodnocen počet metafází, počet vícejaderných buněk, eventuelní mikrojádra, počet vícepolárních dělení a stanoven mitotický index.

Těmto testům byly podrobeny dvě  $\beta$  titanové slitiny Ti-38Nb, Ti-36Nb-6Ta a materiál CP-Ti 2. stupně. Jejich výsledky jsou zobrazeny na následujícím obrázku.

**Obr. 25:** Vyhodnocení biokompatibilních testů uvedených materiálů [18]

Číslo testu v uvedeném pořadí	Kritéria pro dosažení biokompatibility	CP-Ti 2. st. (ASTM grade 2)	Ti-38Nb	Ti-36Nb-6Ta
1	110 000 - 140 000	133 500	136 300	135 100
2	90 - 10	95	100	99
3	90 - 100	97,8	96,7	97,5
4	0	0	0	0
5	0	0	0	0
6	1 - 4	4	4	4
7	1 - 4	5	5	6
8	0 - 2	2	2	2

Vzhledem k dosaženým výsledkům je možné považovat tyto materiály za biokompatibilní a tedy vhodné pro použití v dentální implantologii. Zmíněné  $\beta$  slitiny mají navíc výhodu nízkých modulů pružnosti a to až do hodnot okolo 55 GPa. Konkrétnější materiálové charakteristiky jsou uvedeny v následující kapitole. [18]

## 10. Přehled použitých materiálů

Tato kapitola přehledně zobrazuje materiálové charakteristiky jednotlivých titanových materiálů, které je tak možno vzájemně porovnávat.

	<b>R<sub>m</sub></b> [MPa]	<b>R<sub>e</sub></b> [MPa]	<b>A</b> [%]	<b>E</b> [GPa]	<b>Základní matrice</b>	<b>Pozn.</b>
<b>Titan</b>	220	140	54	116	α	chemicky čistý
<b>CP-Ti 1. st.</b>	240	170	24	105	α	-
<b>CP-Ti 1. st.</b>	330	240	30	100	α	žiháno
<b>CP-Ti 2. st.</b>	344	275	20	105	α	-
<b>CP-Ti 2. st.</b>	430	340	28	102	α	žiháno
<b>CP-Ti 3. st.</b>	440	377	18	105	α	-
<b>CP-Ti 3. st.</b>	520	450	25	104	α	žiháno
<b>CP-Ti 4. st.</b>	550	480	15	105	α	-
<b>CP-Ti 4. st.</b>	660	590	20	105	α	žiháno
<b>CP-Ti 7. st.</b>	344	275	20	105	α	0,2% Pd
<b>CP-Ti 7. st.</b>	430	340	28	103	α	0,2% Pd, žiháno
<b>nTi 2. st.</b>	1030	845	12	96	α	ECAP
<b>nTi 4. st.</b>	1235	1085	12,5	100	α	ECAP
<b>Ti-5Al-2,5Sn</b>	861	827	15	110	α	-
<b>Ti-6Al-2Nb-1Ta-0,8Mo</b>	830	710	11	115	α	-
<b>Ti-6Al-4V</b>	895	825	10	114	α/β	žiháno
<b>Ti-6Al-7Nb</b>	900	880	15	114	α/β	-
<b>Ti-5Al-2,5Fe</b>	1020	895	15	112	α/β	-
<b>Ti-5Al-1,5B</b>	925	820	17	110	α/β	-
<b>Ti-3Al-2,5V</b>	620	530	20	100	α/β	-

**Pozn.:** R<sub>m</sub>...mez pevnosti, R<sub>e</sub>...mez kluzu, A...tažnost, E...Youngův modul pružnosti

	$R_m$ [MPa]	$R_e$ [MPa]	A [%]	E [GPa]	Základní matrice	Pozn.
Ti-29Nb-13Ta-4,6Zr	911	864	13,2	80	$\beta$	vytvrzeno stárnutím
Ti-13Nb-13Zr	973	836	16	84	$\beta$	vytvrzeno stárnutím
Ti-12Mo-6Zr-2Fe	1060	1000	22	74	$\beta$	žiháno
Ti-15Mo	874	544	21	78	$\beta$	žiháno
Ti-15Mo-2,8Nb-0,2Si	979	945	18	83	$\beta$	žiháno
Ti-15Mo-5Zr-3,8Al	882	870	20	75	$\beta$	žiháno
Ti-30Ta	740	590	28	80	$\beta$	válcováno
Ti-30Nb	700	500	20	70	$\beta$	-
Ti-35,3Nb-5,1Ta-7,1Zr	597	547	19	55	$\beta$	-
Ti-38Nb	515	315	38	56,1	$\beta$	žiháno
Ti-36Nb-6Ta	480	370	56	54,5	$\beta$	žiháno

**Pozn.:**  $R_m$ ...mez pevnosti,  $R_e$ ...mez kluzu, A...tažnost, E...Youngův modul pružnosti

Všechny uvedené materiálové charakteristiky vycházejí z použitých informačních zdrojů, především pak z [6], [8], [13], [18], [23].

## **11. Interakce šroubového implantátu s kostní tkání**

Pro stanovení výsledků působením mechanické interakce mezi dentálním implantátem a kostní tkání se využívá deformačně napěťové analýzy. Ta se dnes provádí na základě metody konečných prvků. Aby bylo možné tuto analýzu uskutečnit v MKP softwaru, je prvním a zcela nezbytným krokem:

- **vytvoření modelu dentálního implantátu a segmentu čelistní kosti**

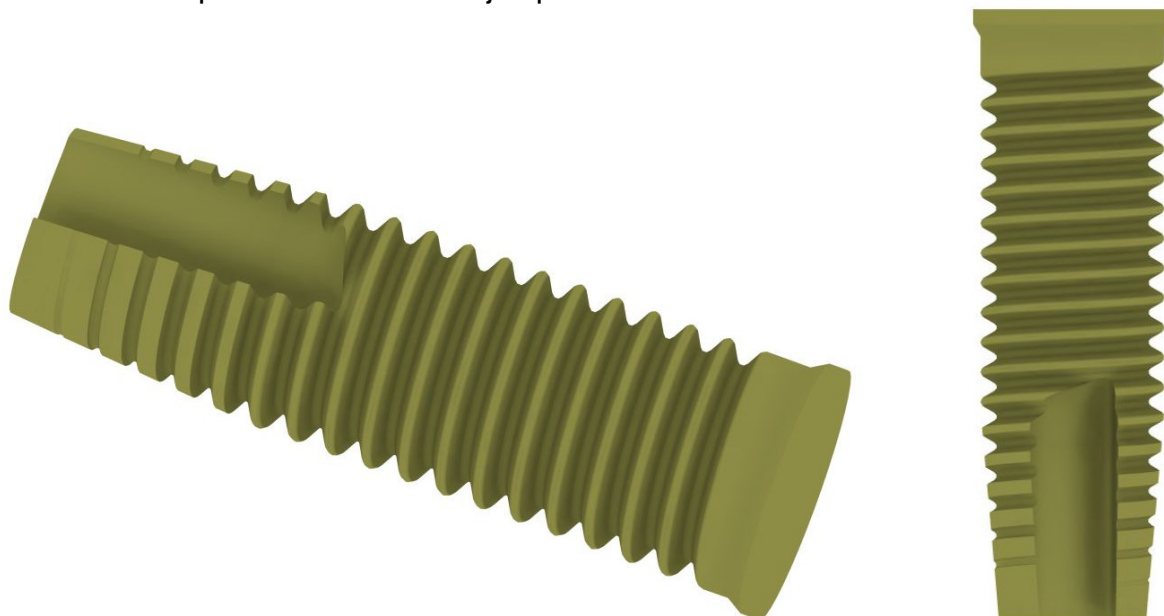
Po vytvoření vhodné geometrie se vytvoří konečnoprvková síť a kontaktní vazby mezi implantátem a segmentem čelisti. Dále se stanoví materiálové vlastnosti jednotlivých těles a zatěžovací podmínky celé soustavy. Tímto postupem je simulace připravena a může dojít k výpočtu. Po spočtení je k dispozici:

- **deformačně napěťová analýza interakce dentálního implantátu s kostní tkání**

Následuje vyhodnocení výsledků.

### **11.1. Model šroubového implantátu**

V 3D modelovém softwaru Autodesk Inventor 2009 byl vytvořen model šroubového „Brånemarkova“ implantátu. V reálné podobě je tento implantát vybaven šestihranným výstupem s vnitřním závitem, do kterého se po implantaci umístí šroub a na něj podpěra pod korunku. Z hlediska interakce mezi implantátem a kostí není tato část podstatná, a z tohoto důvodu se u modelu nevyskytuje. Výsledný model šroubového implantátu má následující podobu.



**Obr. 26:** Model šroubového dentálního implantátu

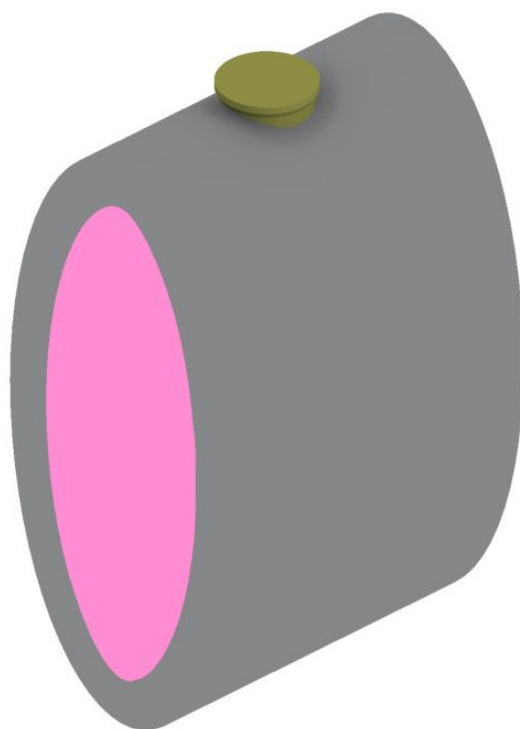
### **11.2. Deformačně napěťová analýza**

Analýza byla vytvořena v prostředí MKP softwaru ANSYS Workbench™ 11.0. Implantát byl zaveden do segmentu čelistní kosti (obr. 28), která se skládá z tkáně kortikální (vnější) a spongiózní (vnitřní). Z výpočtového hlediska je vhodné stanovit materiály jako izotropní a přiřadit jim dva nezávislé parametry materiálových charakteristik - Youngův modul pružnosti  $E$  a Poissonovo číslo  $\mu$  (viz. obr. 27)

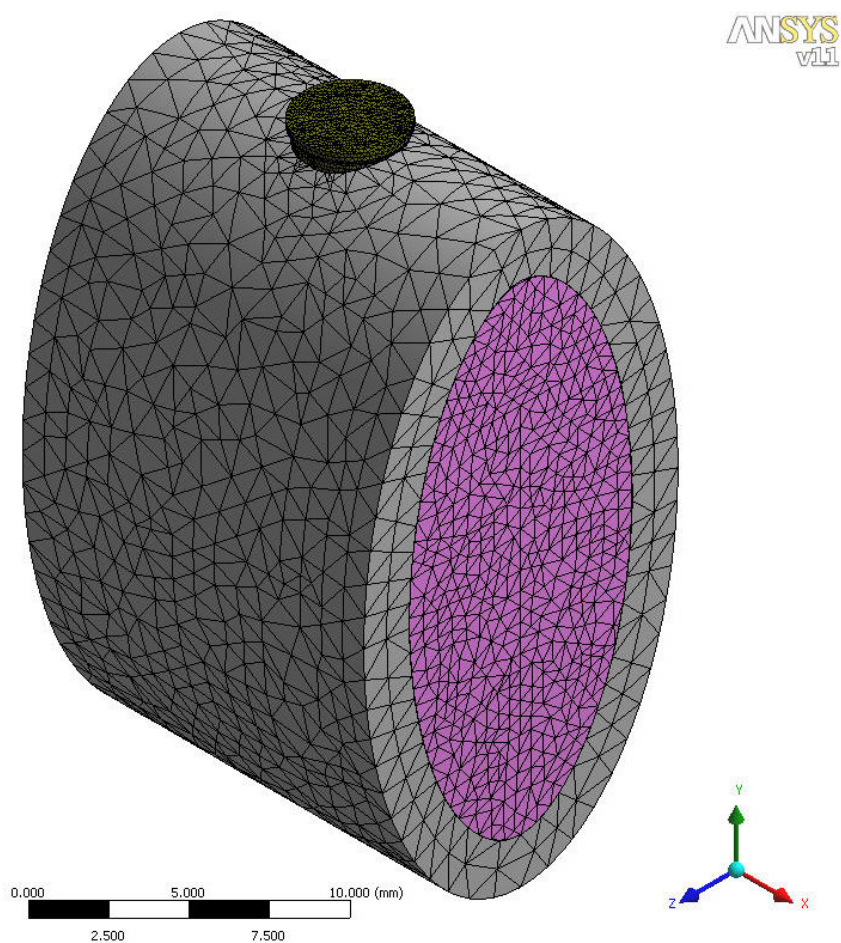
**Obr. 27:** Materiálové charakteristiky

	Modul pružnosti $E$ [MPa]	Poissonovo číslo $\mu$ [-]
Kortikální tkáň	14 000	0,3
Spongiózní tkáň	700	0,3
Ti-36Nb-6Ta	54 500	0,3



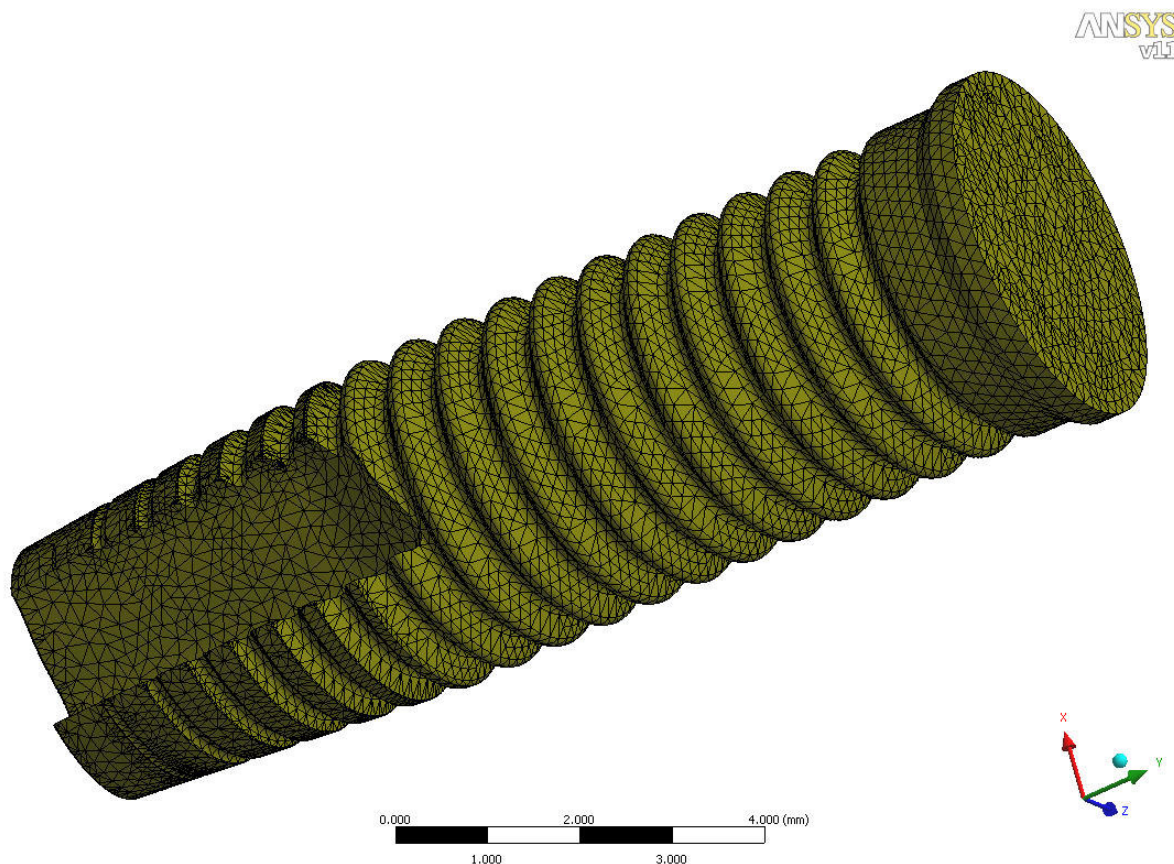


**Obr. 28:** Zavedený šroubový implantát v segmentu čelistní kosti



**Obr. 29:** Konečnoprvková síť zavedeného implantátu a kostní tkáň

Dalším úkolem je nadefinovat konečnoprvkovou síť. V kontaktu implantátu s kostí je třeba zvolit jemnou strukturu sítě za účelem dostatečné přesnosti výpočtu. Obrázek 29 zobrazuje celkový pohled na modelovou soustavu po vytvoření sítě. Na obrázku 30 je zobrazena jemná síť povrchu šroubového implantátu.



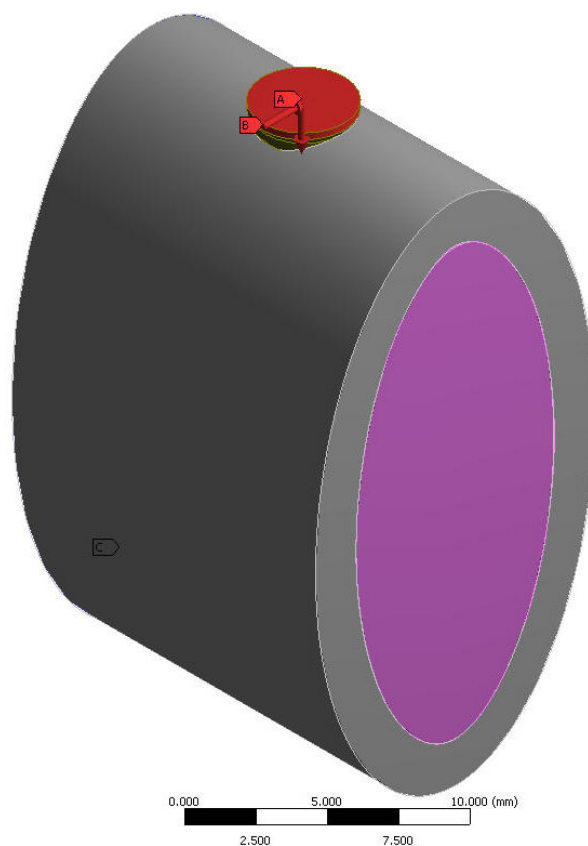
**Obr. 30:** Konečnoprvková síť šroubového dentálního implantátu

Pro dokončení předpřípravného procesu deformačně napěťové analýzy je nutné stanovit zatěžovací podmínky - vazby a silové působení. V tomto případě byla boční strana segmentu kosti zavazbena vetknutím, které poskytuje adekvátní podmínky reálnému zatížení. Silové působení bylo zavedeno dvojí, a to axiální síla o velikosti 200N působící v ose implantátu a radiální síla o velikosti 20N působící na vrchní část implantátu. Celkové zatěžovací podmínky jsou zobrazeny na obr. 31.

Po tomto kroku je možné provést výpočet napětí a deformace působící na implantát i jednotlivé části čelistní kosti. Jednotlivé výsledky jsou zobrazeny na obrázcích 32 - 41.

**Fixed Support**  
Time: 1, s  
21.5.2009 15:46

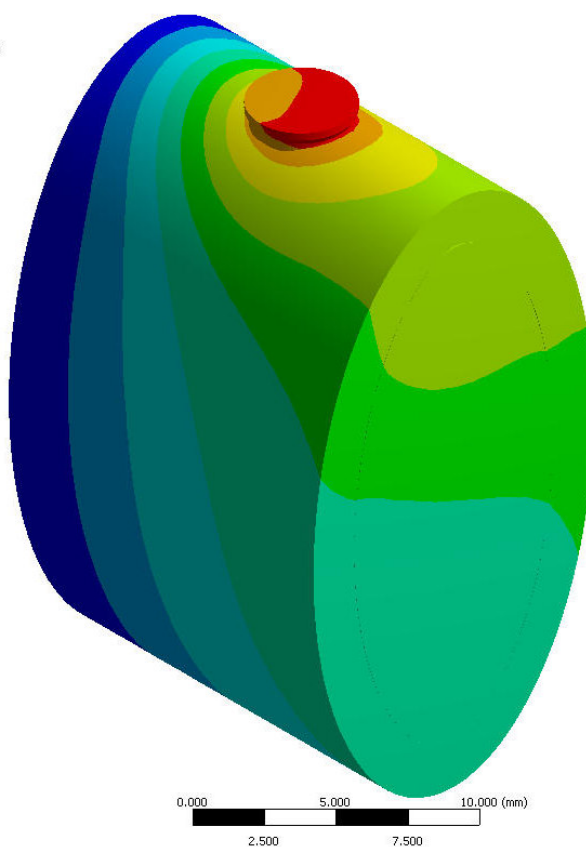
**A** Force: 200, N  
**B** Force 2: 20, N  
**C** Fixed Support



**Obr. 31:** Simulované zatěžovací podmínky interakce implantátu s čelistí

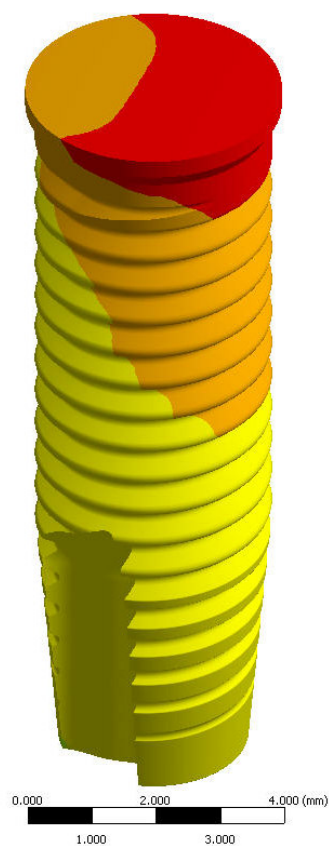
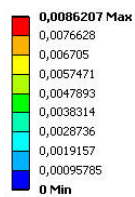
**Total Deformation**  
Type: Total Deformation  
Unit: mm  
Time: 1  
21.5.2009 16:17

**0,0086207 Max**  
0,0076628  
0,006705  
0,0057471  
0,0047893  
0,0038314  
0,0028736  
0,0019157  
0,00095785  
**0 Min**

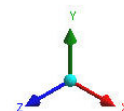


**Obr. 32:** Celková deformace modelové soustavy

**Total Deformation**  
 Type: Total Deformation  
 Unit: mm  
 Time: 1  
 21.5.2009 16:23

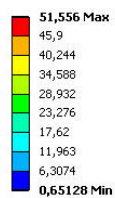


ANSYS  
v11

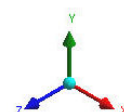


**Obr. 33:** Celková deformace šroubového implantátu

**Equivalent (von-Mises) Stress - Implantát**  
 Type: Equivalent (von-Mises) Stress  
 Unit: MPa  
 Time: 1  
 21.5.2009 16:28



ANSYS  
v11

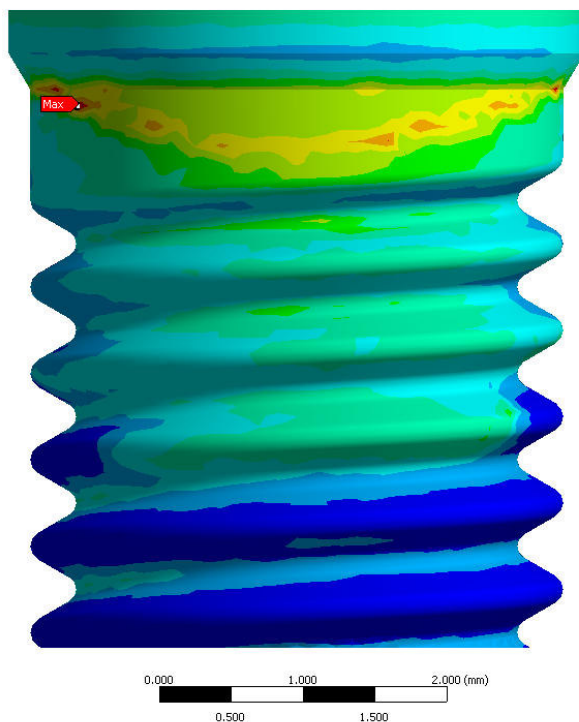


**Obr. 34:** Ekvivalentní napětí ve šroubovém implantátu

Equivalent (von-Mises) Stress - Implantát  
 Type: Equivalent (von-Mises) Stress  
 Unit: MPa  
 Time: 1  
 21.5.2009 16:33

ANSYS  
 v11

51,556 Max  
 45,9  
 40,244  
 34,588  
 28,932  
 23,276  
 17,62  
 11,963  
 6,3074  
 0,65128 Min

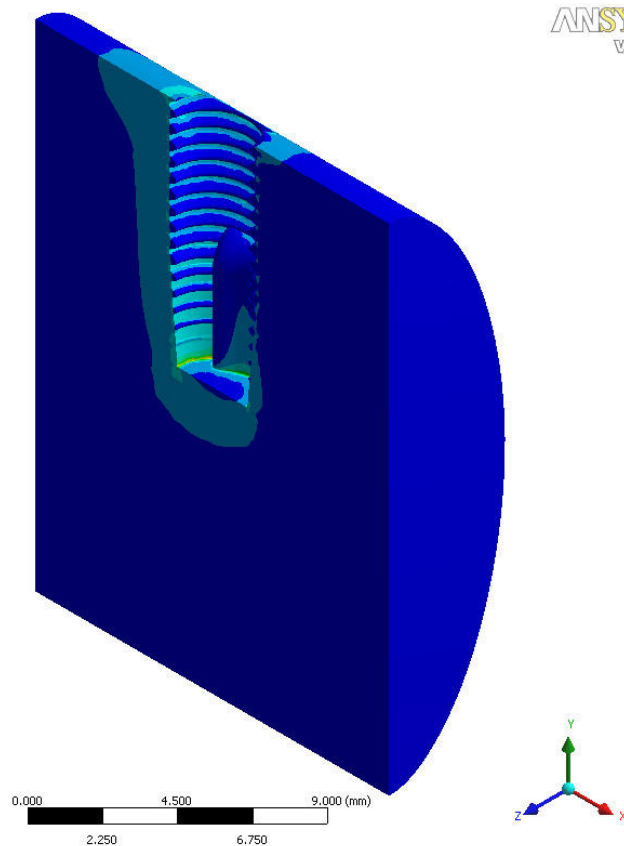


**Obr. 35:** Ekvivalentní napětí ve šroubovém implantátu (detail)

Equivalent (von-Mises) Stress - Spongióza  
 Type: Equivalent (von-Mises) Stress  
 Unit: MPa  
 Time: 1  
 21.5.2009 16:42

ANSYS  
 v11

5,0017 Max  
 4,4497  
 3,8977  
 3,3457  
 2,7937  
 2,2418  
 1,6898  
 1,1378  
 0,5858  
 0,033815 Min



**Obr. 36:** Ekvivalentní napětí ve spongiózní tkáni v řezu



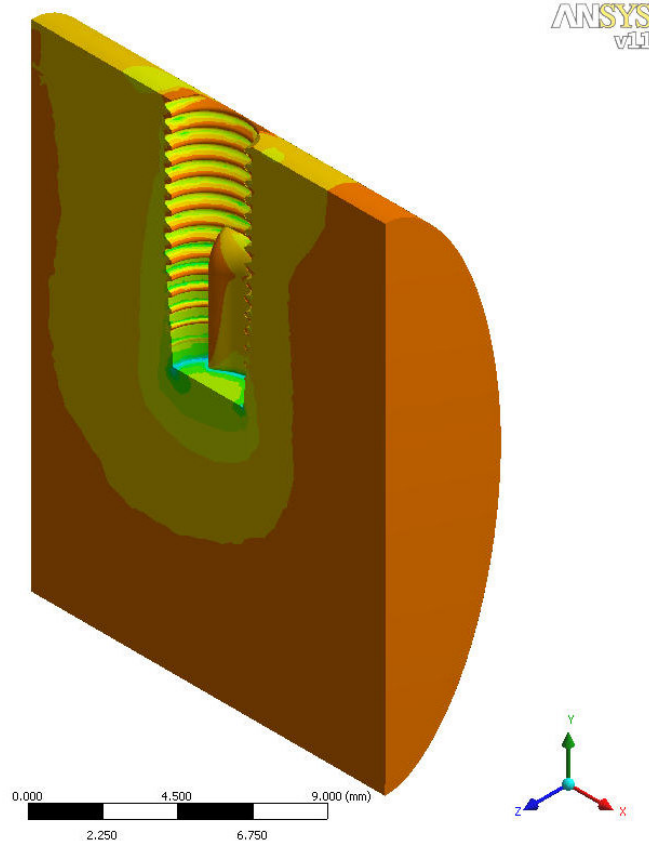
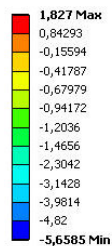
#### Minimum Principal Stress - Spongióza

Type: Minimum Principal Stress

Unit: MPa

Time: 1

21.5.2009 16:51



Obr. 37: Minimální hlavní napětí ve spongiózní tkáni v řezu

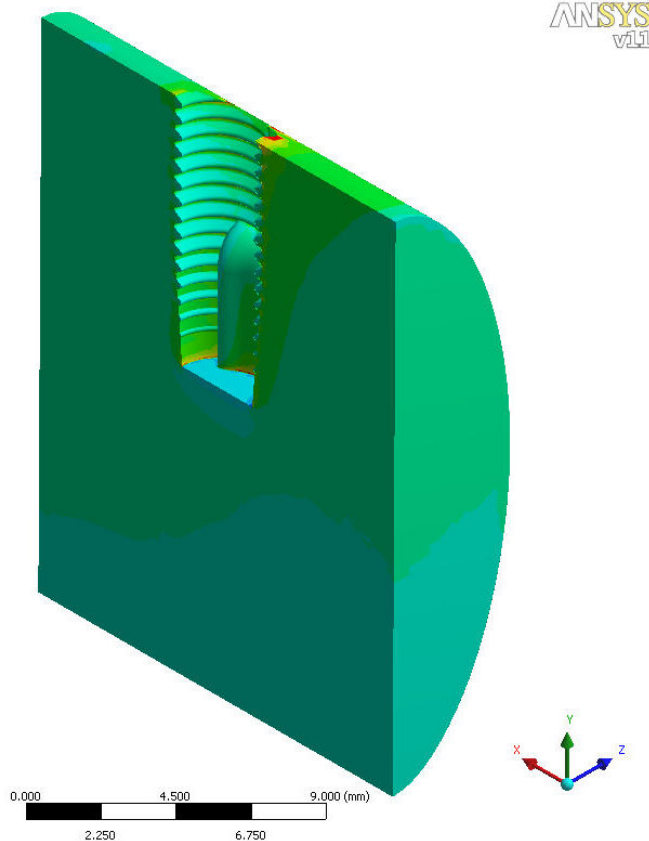
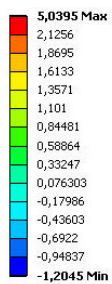
#### Maximum Principal Stress - Spongióza

Type: Maximum Principal Stress

Unit: MPa

Time: 1

21.5.2009 16:57



Obr. 38: Maximální hlavní napětí ve spongiózní tkáni v řezu

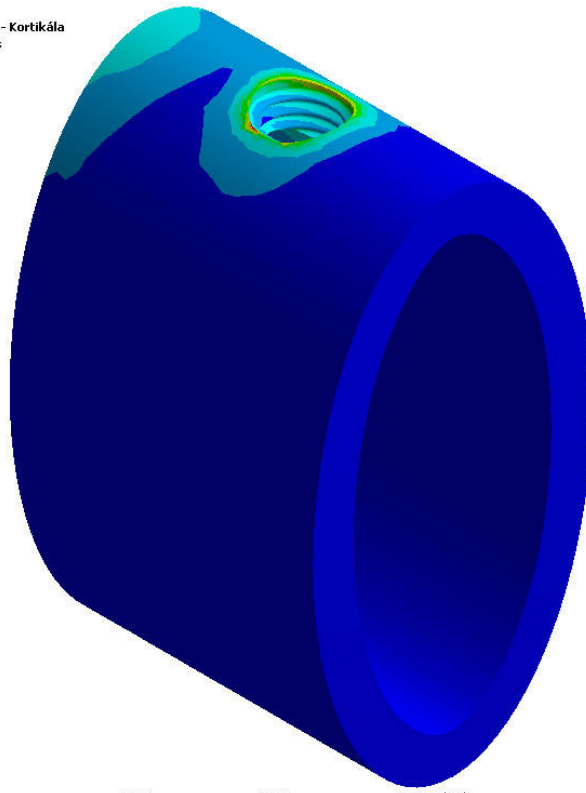
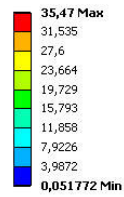
#### Equivalent (von-Mises) Stress - Kortikála

Type: Equivalent (von-Mises) Stress

Unit: MPa

Time: 1

21.5.2009 16:36



ANSYS  
v11

Obr. 39: Ekvivalentní napětí v kortikální tkáni

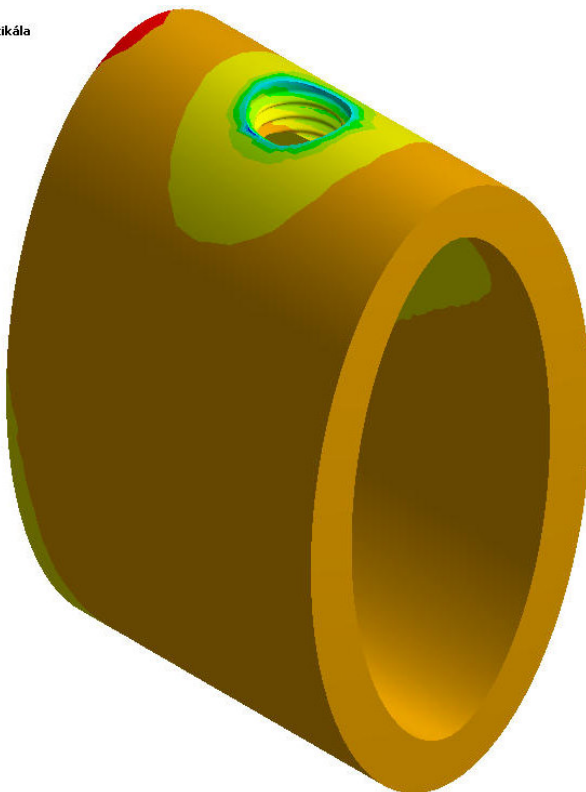
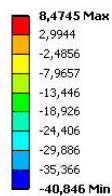
#### Minimum Principal Stress - Kortikála

Type: Minimum Principal Stress

Unit: MPa

Time: 1

21.5.2009 20:25



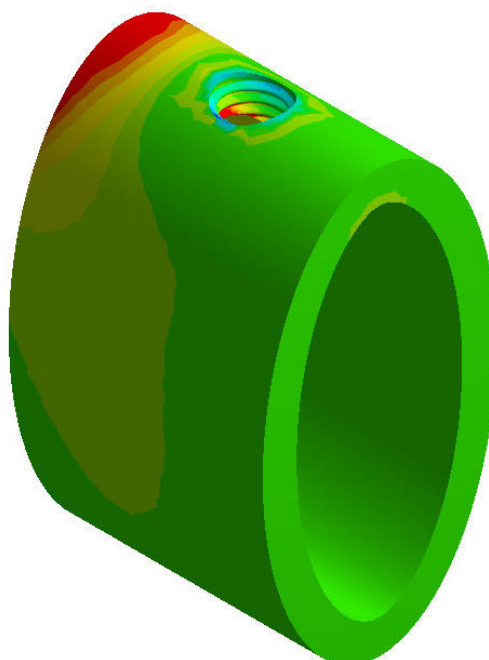
ANSYS  
v11

Obr. 40: Minimální hlavní napětí v kortikální tkáni

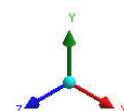
Maximum Principal Stress - Kortikála  
 Type: Maximum Principal Stress  
 Unit: MPa  
 Time: 1  
 21.5.2009 20:39

ANSYS  
 v11

35,708 Max  
 8,076  
 6,6342  
 5,1924  
 3,7506  
 2,3088  
 0,86702  
 -0,57477  
 -2,0166  
 -3,4584  
 -4,9002  
 -6,342  
 -7,7837  
 -9,2255  
 -10,667 Min



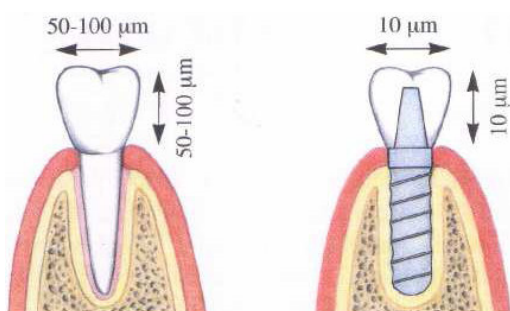
0,000 2,500 5,000 7,500 10,000 (mm)



**Obr. 41:** Maximální hlavní napětí v kortikální tkáni

### 11.3. Vyhodnocení

Celková deformace při daném zatížení je určena maximální hodnotou 8,62  $\mu\text{m}$  (viz obr. 32, 33). Tato hodnota odpovídá očekávanému předpokladu dle [2]. Deformace dentálního implantátu je výrazně menší oproti deformaci samotného zubu (obr. 42).



**Obr. 42:** Srovnání deformací zubu a implantátu [2]

Ekvivalentní napětí implantátu je určeno maximální hodnotou 51,56 MPa v místě reakční síly kortikální tkáně vůči radiální síle (viz obr. 34, 35). Z průběhu napětí implantátu (obr. 34) je zřejmé, že pouze kortikála klade implantátu poměrně velký odpor vůči silovému působení (cca 30 MPa). Spongióza je v tomto porovnání snadno deformovatelná, a vzniká zde velmi malé napětí (5 MPa). Maximální a minimální hlavní napětí jsou uvedena z důvodů lepšího znázornění průběhu napětí a určení jeho charakteru (tahové, tlakové) v jednotlivých

částech kostní tkáně. Závěrem lze uvést, že vzhledem k výsledkům deformační napěťové analýzy a mechanickým vlastnostem použitého materiálu, by měla být zajištěna plná funkčnost tohoto implantátu za podmínek statického zatížení. V praxi je implantát zatěžován i dynamicky, a v tomto případě by byla nutná další analýza.



## **12. Závěr**

Jedním z primárních cílů této práce bylo vytvoření seznamu nejužitečnějších literárních zdrojů, které se zabývají problematikou dentálních implantátů. Informace získané z těchto zdrojů byly využity k vytvoření klasifikace určitých materiálových skupin a k popsání jejich chemických, mechanických, strukturálních a užitných vlastností. V porovnání těchto vlastností se jako nejvhodnější materiály pro využití v dentální implantologii jeví, jak po stránce mechanické i biokompatibilní,  $\beta$  titanové slitiny. Byl vytvořen přehled mechanických hodnot, který usnadní obtížné vyhledávání těchto materiálových charakteristik.

Dále byly popsány některé způsoby výroby užívaných materiálů a jejich následné zpracování s ohledem na výslednou kvalitu jejich povrchu. Uvedení způsobu zkoušení biokompatibility materiálů poskytlo základní představu o náročnosti těchto testů.

Finálním krokem práce bylo řešení mechanické interakce mezi implantátem a kostní tkání. Jako materiál implantátu byla zvolena  $\beta$  titanová slitina Ti-36Nb-6Ta, která svými vlastnostmi zajišťuje kvalitní oseointegraci. Výsledné nízké hodnoty deformace a napětí jsou velmi příznivé z hlediska namáhání kostní tkáně i implantátu, nicméně jsou platné pouze za podmínek uvedeného statického zatížení.

### **13. Seznam použitých zdrojů**

- [1] IHDE, Stefan, et al. *Principles of BOI*, Springer-Verlag Berlin Heidelberg 2005. 416 p. ISBN 3-540-21665-0.
- [2] ŠIMŮNEK, Antonín, a kol. *Dentální implantologie*, Nucleus HK, 2001. 186 s. ISBN 80-86225-15-1.
- [3] URBAN, Karel, ŠPONER, Pavel. Lékařský zpravodaj LF UK Hradec Králové. *Možnosti náhrady kostní tkáně*. 2004, roč. 49, č. 7-8, s. 259-267.
- [4] ALBRETKSSON, Tomas, BERGLUNDH, Tord, LINDHE, Jan. *Clinical Periodontology and Implant Dentistry*. 4th edition. Jan Lindhe. Blackwell Munksgaard, 2003. ISBN 1-4051-0236-5. Historic Background and Current Concepts, p. 809-820.
- [5] *Wikipedie: Otevřená encyklopedie: Titan* (prvek) [online]. 2009 [cit. 2009-04-10]. Dostupný z WWW: [http://cs.wikipedia.org/wiki/Titan\\_\(prvek\)](http://cs.wikipedia.org/wiki/Titan_(prvek))
- [6] FERNÁNDEZ, E., et al. *Dental Biomechanics*. 1st edition. Arturo N. Natali. Taylor & Francis Group, 2003. ISBN 0-415-30666-3. Materials in dental implantology, p. 69-89.
- [7] *Natural Healing House : Palladium/Dental Danger Alloy* [online]. [2000] [cit. 2009-05-10]. Dostupný z WWW: [http://www.naturalhealinghouse.com/hm\\_palladium.htm](http://www.naturalhealinghouse.com/hm_palladium.htm)
- [8] PETRUŽELKA, J., et al. Nanostrukturní titan - nový materiál pro dentální implantáty. *Česká stomatologie*. 2006, roč. 106, č. 3, s. 72-77.
- [9] NIINOMI, Mitsuo. Recent Metallic Materials for Biomedical Applications. *Metallurgical and Materials Transactions A*. March, 2002, vol. 33, no. 3, p. 477-486.
- [10] *Research on bulk Nanocrystalline Materials from Severe Plastic Deformation (SPD)* [online]. [2007] [cit. 2009-05-27]. Dostupný z WWW: <http://physnano.univie.ac.at/index.php?id=26616>
- [11] KIKUCHI, Masafumi, et al. Mechanical properties and microstructures of cast Ti-Cu alloys. *Dental Materials*. 2003, vol. 19, is. 3, p. 174-181.
- [12] KAJINIC, Alojz. *Alloying Elements in Titanium* [online]. [2008]. [cit. 2009-05-05]. Dostupný z WWW: <http://ezinearticles.com/?Alloying-Elements-in-Titanium&id=1725837>
- [13] BONOLLO, F, NATALI, A. N., PAVAN, P. G. *Dental Biomechanics*. 1st edition. Arturo N. Natali. Taylor & Francis Group, 2003. ISBN 0-415-30666-3. Dental devices in titanium-based materials via casting route, p. 90-110.
- [14] BHADESHIA, H. K. D. H. *Metallurgy of Titanium and its Alloys* [online]. [2003] [cit. 2009-05-07]. Dostupný z WWW: <http://www.msm.cam.ac.uk/phase-trans/2004/titanium/titanium.html>

- [15] *Wikipedie: Otevřená encyklopedie: Vanad* [online]. 2009 [cit. 2009-04-10]. Dostupný z WWW: <http://cs.wikipedia.org/w/index.php?title=Vanad&oldid=3939828>
- [16] *Wikipedie: Otevřená encyklopedie: Hliník* [online]. 2009 [cit. 2009-04-10]. Dostupný z WWW: <http://cs.wikipedia.org/w/index.php?title=Hlin%C3%Adk&oldid=3949039>
- [17] *Slitiny a pseudoslitiny : Slitiny titanu* [online]. 2002 [cit. 2009-05-01]. Dostupný z WWW: <http://www.ujp.cz/?section=vyroby-a-sluzby&lang=cs&subsection=slitiny-a-pseudoslitiny&part=3>
- [18] KUDRMAN, Jiří, et al. Vlastnosti titanových beta slitin vhodných pro užití v humánní medicíně. In *Metal 2008*. Tanger spol s r.o., c2008. ISBN 978-80-254-19.
- [19] Titanium Information Group. *Titanium Alloys - Characteristics of Alpha, Alpha Beta and Beta Titanium Alloys* [online]. AZoM.com, 2004 [cit. 2009-05-06]. Dostupný z WWW: <http://www.azom.com/details.asp?ArticleID=2591>
- [20] HAO, Yulin, LI, Shujun, YANG, Rui. *Bionanotechnology : Global prospects*. David E. Reisner. Taylor & Francis Group, 2009. ISBN 978-0-8493-7528-6. Nanostructured Titanium Alloys for Implant Applications, p. 61-70.
- [21] MORTON, Todd. *Nanocrystalline titanium a big win for medical implants* [online]. [2008] , July 18, 2008 [cit. 2009-04-27]. Dostupný z WWW: <http://arstechnica.com/science/news/2008/07/nanocrystalline-titanium-a-big-win-for-medical-implants.ars>
- [22] *More dental implant procedures* [online]. [2008] [cit. 2009-04-13]. Dostupný z WWW: <http://anotherblogger.wordpress.com/2008/01/11/more-dental-implant-procedures/>
- [23] <http://www.matweb.com/>
- [24] [http://investor.nobelbiocare.com/en/media/image\\_gallery/products/implants\\_and\\_abutments.aspx](http://investor.nobelbiocare.com/en/media/image_gallery/products/implants_and_abutments.aspx)